

UNIVERZITET U BEOGRADU  
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Analiza H refleksa snimljenog na mišiću soleus  
elektromiografskom matričnom elektrodom

Diplomski rad

Kandidat:

Vladimir Kojić

Mentor:

Prof. Dr Dejan B. Popović

Septembar, 2012. godine u Beogradu

## **Sadržaj**

Spisak slika .....	3
Zahvalnica .....	4
1.    Uvod.....	5
2.    Anatomija i fiziologija.....	6
2.1.    Anatomija.....	6
2.1.1.    Struktura i funkcija triceps surae i zatkolene jame .....	6
2.1.2.    Inervacija triceps surae.....	8
2.2.    Fiziologija i izazivanje H refleksa .....	9
2.3.    Postaktivaciona depresija H refleksa .....	11
2.4.    H refleks kod gornjih i donjih ekstremiteta.....	12
2.5.    Kliničke implikacije.....	13
3.    Uopšteno o snimanju H refleksa .....	14
3.1.    Položaj tela ispitanika tokom snimanja H refleksa.....	14
3.2.    Stimulacija .....	15
3.2.1.    Širina stimacionog impulsa .....	15
3.2.2.    Frekvencija stimulacije .....	17
3.3.    Detektovanje EMG signala .....	17
3.3.1.    EMG konfiguracija i lokacija elektroda za detekciju H refleksa na soleusu .....	18
3.3.2.    Višekanalne (matrične) elektrode za snimanje EMG signala.....	18
3.4.    Artefakti tokom snimanja H refleksa.....	19
3.4.1.    Artefak usled pomeranja elektrode.....	19
3.4.2.    Preslušavanje (crosstalk) .....	20
4.    Metod rada i materijal.....	21
4.1.    Ispitanik.....	21
4.2.    Protokol.....	21
4.3.    Stimulacija .....	22
4.4.    Matrično snimanje EMG signala.....	22
4.5.    Obrada signala .....	23
4.6.    Aplikacija nastala kao rezultat rada na diplomskom.....	24
5.    Rezultati i diskusija .....	29
6.    Zaključak.....	37
Literatura	39

## **Spisak slika**

Slika 2. 1. Anatomija tiriceps surae.....	6
Slika 2. 2. Tibijalni nerv.....	7
Slika 2. 3. Šematski prikaz inervacije triceps surae i soleusa.....	8
Slika 2. 4. Šematski prikaz putanje H refleksa.....	9
Slika 2. 5. Kriva zavisnosti M talasa i H refleksa od amplitude stimulacije.....	10
Slika 2. 6. Amplitude H refleksa i M talasa tokom 10 s stimulacije od 10 Hz na soleusu.....	11
Slika 3. 1. Zavisnost amplitude H releksa od ugla tela.....	14
Slika 3. 2. Zavisnost napona stimulacije od širine stimulaciónog impulsa za dostizanje praga stimulacije H refleks i M talasa.....	16
Slika 3. 3. Zavisnosti amplitude H refleksa od amplitude M talasa za širine stimulaciónog impulsa od 0,05 i 1 ms.....	16
Slika 3. 4. Frekvencijsko-depresiona kriva H refleksa snimljena na soleusu.....	17
Slika 3. 5. Akcioni potencijal motorne jedinice snimljen matričnom elektrodom sa 61-kanalnom elektrodom.....	19
Slika 4. 1. Ispitanik koji leži na krevetu tokom snimanja.....	21
Slika 4. 2. Elektroda za električnu stimulaciju i elektroda za snimanje EMG signala.....	22
Slika 4. 3. EMG snimak sa stimulusom, M talasom i H refleksom.....	23
Slika 4. 4. Izgled programa sa učitanim signalom.....	25
Slika 4. 5. Učitavanje fajla u program.....	25
Slika 4. 6. Podešavanje parametara filtra i podešavanje broja obriraka u sekundi.....	25
Slika 4. 7. Podešavanje frekvencije stimulacije i praga za detektovanje arterakta stimulacije (Threshold).....	26
Slika 4. 8. Podešavanje opsega u kome se traži minimalna i maksimalna vrednost talasa.....	26
Slika 4. 9. Taster za otvaranje (levo) prozora na kome se podešava raspored kanala na elektrodi.....	26
Slika 4. 10. Usrednjeni signal na kome se vidi M talas i H refleks.....	27
Slika 4. 11. Topografske mape PTP amplitude.....	27
Slika 4. 12. Topografske mapa latenci talasa.....	28
Slika 5. 1. Zavisnost M talasa i H refleksa od mesta stimulacije.....	29
Slika 5. 2. Matrična reprezentacija M talasa i H refleksa snimljeni sa matričnom elektrodom 4×4 na soleusu (stimulacija 1).....	30
Slika 5. 3. Matrična reprezentacija M talasa i H refleksa snimljeni sa matričnom elektrodom 4×4 na soleusu (stimulacija 2).....	31
Slika 5. 4. Topografski prikaz amplitude PTP-a M talasa i H refleksa.....	32
Slika 5. 5. Kašnjenje H refelksa duž mišića.....	33
Slika 5. 6. Topografski prikaz latence M talasa i H refleksa.....	34
Slika 5. 7. Postaktivaciona depresija pokazana preko topografske mape PTP.....	35

## ***Zahvalnica***

*Zahvaljujem se profesorima Dejanu Popović i Mirjani Popović za pruženu mogućnost da ovaj rad bude urađen pod njihovim okriljem i laboratorije za Biomedicinsku Instrumentaciju i Tehnologije.*

*Iskreno bih se zahvalio asistentu Nadici Miljković za pomoć i sugestije koje su davane tokom izrade rada.*

*Želeo bih da se najtoplije zahvalim kolegici Tijani Jevtić čija su iskustva preneti u moju podsvest i pomoglo mi u izradi rada.*

*Zahvaljujem se doktorima Laszlu Schwirtlich i Radoju Čobeljić i terapeutu Mihajlu Tončić za pomoć u izvođenju merenja.*

*Na ovom mesu posebno bih se zahvalio porodici i prijateljima na posrednoj pomoći i njihovom strpljenju.*

# *1. Uvod*

Snimanjem EMG signala matričnom elektrodom, dobija se jako veliki broj informacija o signalu i mogućnosti da se s njim nešto uradi. Sam rad se bavi primenom matričnog snimanja H refleksa, ali postignuti rezultati i zaključci mogu poslužiti i za druge primene matričnog snimanja. U dostupnoj literaturi i radovima, nije nigde analiziran H refleks matričnom elektrodom, te je to dodatni izazov za ovaj rad. Prvenstveni cilj ovog rada je da se pokaže prednost snimanja H refleksa matričnom monopolarnom EMG elektrodom – ako je ima – i eventualno da predlog za primenu ovakvog snimanja.

Diplomski rad se bazira na radu [1] i ovaj rad je proširivanje te teme.

Rad sadrži 6 poglavlja. Prvi je uvod koji opisuje cilj i svrhu rad i kako je organizovan rad.

Pošto se rad bavi snimanjem H refleksa na soleusu, drugo poglavlje sadrži kratak pregled anatomije soleusa, njegovu strukturu, funkciju i inervaciju. Ovo poglavlje takođe opisuje i fiziologiju H refleksa i njegove propratne efekte.

Treće poglavlje daje u osnovi stvari koje su vezane za električnu stimulaciju nerva, odnosno izazivanje H refleksa, kao i detekciju EMG signala, odnosno H refleksa.

U četvrtom poglavlju je dat detaljan protokol snimanja H refleksa. Dato je i detaljno objašnjenje izmerenih obeležja na H refleksu (što isto važi i za M talas). Tokom rada na ovom radu izrađena je aplikacija u MATLAB-u koja vrši analizu H refleksa. Prikazano je kratko uputstvo i mogućnosti aplikacije.

Rezultati i diskusija su dati zajedno u petom poglavlju. Pored H refleksa, ravnopravno je analiziran i M talas.

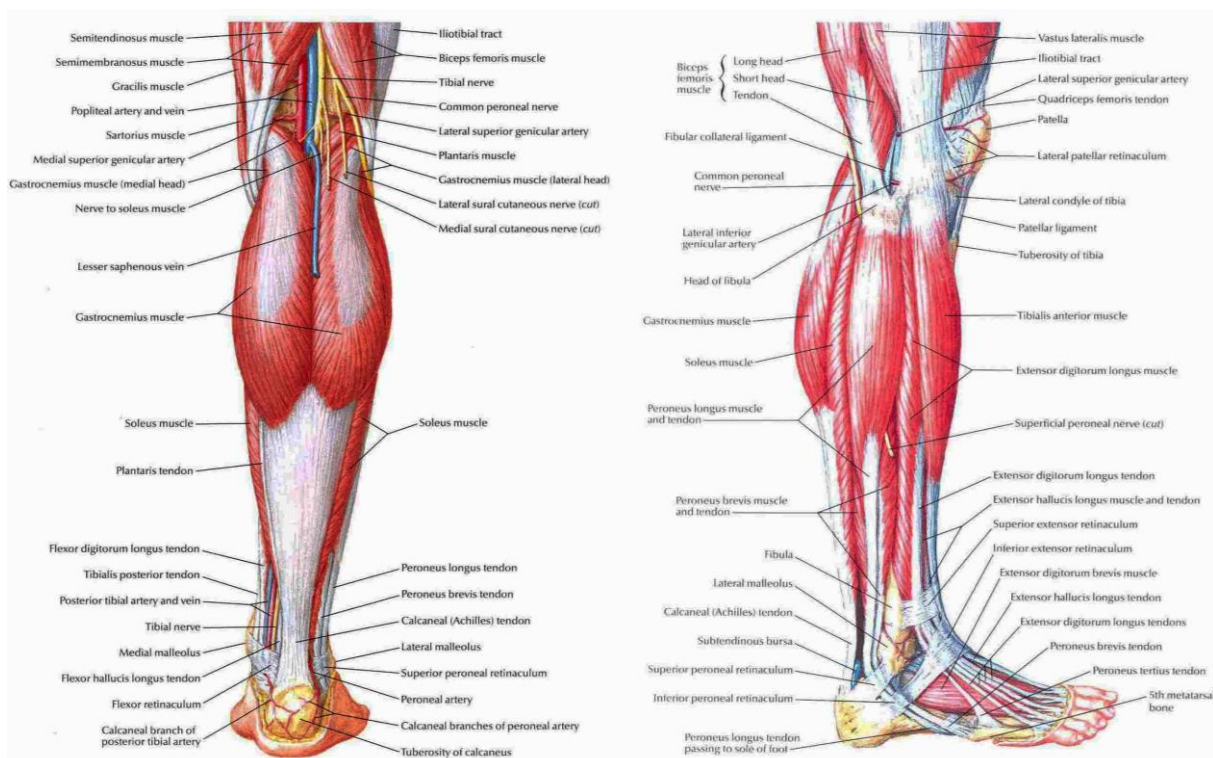
Šesto, a ujedno i zadnje poglavlje, objašnjava prednost snimanja monopolarnom matričnom EMG elektrodom i daje predloge za unapređenje analize, kao i predlog za upotrebu ovakve konfiguracije merenja H refleksa.

## 2. Anatomija i fiziologija

### 2.1. Anatomija

#### 2.1.1. Struktura i funkcija triceps surae i zatkolene jame

Troglavi mišić lista (*m. triceps surae*) se sastoji iz medijalne i lateralne glave gastroknemius misica i soleus misica. Soleus je širok pločasti mišić koji leži ispod gastroknemiusa (slika 2. 1). Gastroknemiusi polaze sa medijalnog, odnosno lateralnog kondila femura, a soleus ima gornji pripoj na *linea m. solei* na tibiji. Gastroknemius i soleus se na donjem kraju nastavljaju zajedničkom tetivom – *tendo calcaneus Achillis*, i sa donje strane se

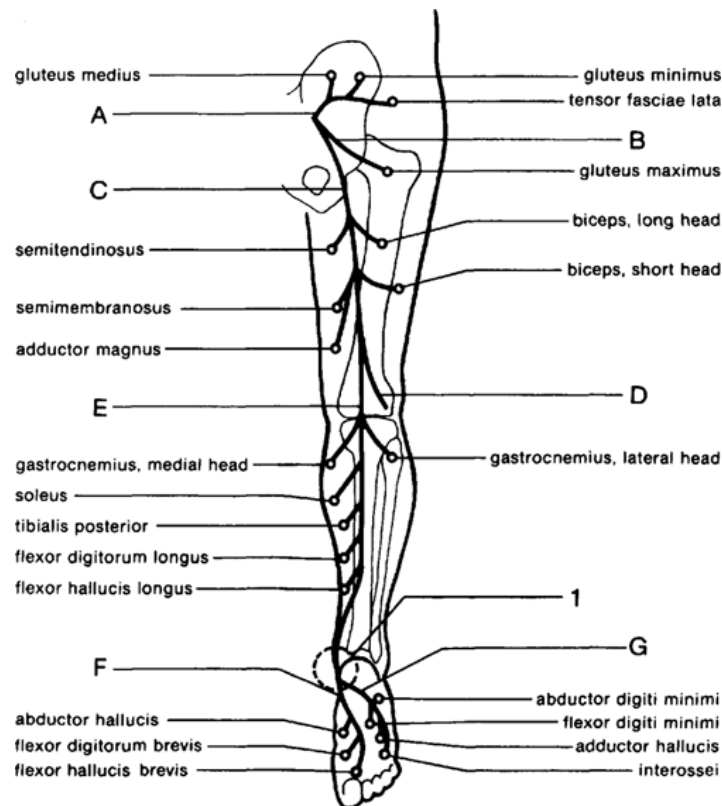


Slika 2. 1. Anatomija tirceps surae. Mišići noge iz posteriornog pogleda (noga levo) i lateralnog pogleda (noga desno). Preuzeto sa sajta <http://bedahunmuh.wordpress.com>.

pripajaju na petnu kost (*calcaneus*).

Zbog svoje strukture i konstitucije, gastrocnemius i soleus imaju različite uloge tokom stajanja i tokom keretanja donjih ekstremiteta. I gastrocnemius i soleus prvenstveno imaju posturalnu funkciju, kao zadatak da održavaju uspravan stav. S obzirom da su vezani za ahilovu tetivu, sva tri mišića su plantarni fleksori stopala, dok je gastrocnemius fleksor i kolena. Tokom mirnog simetričnog stajanja, soleus pokazuje kontinualnu aktivnost, dok se u većini slučajeva pokazuje da je gastrocnemius samo povremeno aktivan. Soleus ima znatno veću pozadinsku mišićnu aktivnost, nego gastrocnemius tokom normalnog stajanja. Tokom snažnih kontrakcija ili rapidnog povećanja tenzije, soleus je najaktivniji kada je stopalo u dorzifleksiji, dok je gastrocnemius najaktivniji kada je stopalo u plantarnoj fleksiji [2].

Funkcija i položaj zatkolene jame ima veliki značaj u studijama snimanja EMG aktivnosti na donjim ekstremitetima. To je oblast romboidnog oblika smeštena iza kolena. Ograničena je superiorno i lateralno sa *m. biceps femoris*, inferiorno i lateralno sa *m. plantaris* i lateralnom glavom gastrocnemiusa, superiorno i medijalno sa *m. semitendinosus* i *m. semimembranosus* i inferiorno i medijalno sa medijalom glavom gastrocnemiusa. Kroz to mesto, pored arterija, vena i drugih nerava, prolazi i tibijalni nerv koji inerviše triceps surae. Prostor zatkolene jame, koje je oslobođeno od mišićnog tkiva i tetiva koje stvaraju prepreku za električnu stimulaciju, predstavlja mesto sa kojeg je najpogodnije stimulisati nervna vlakna. Takođe, to je mesto gde je nerv najbliži površini kože.



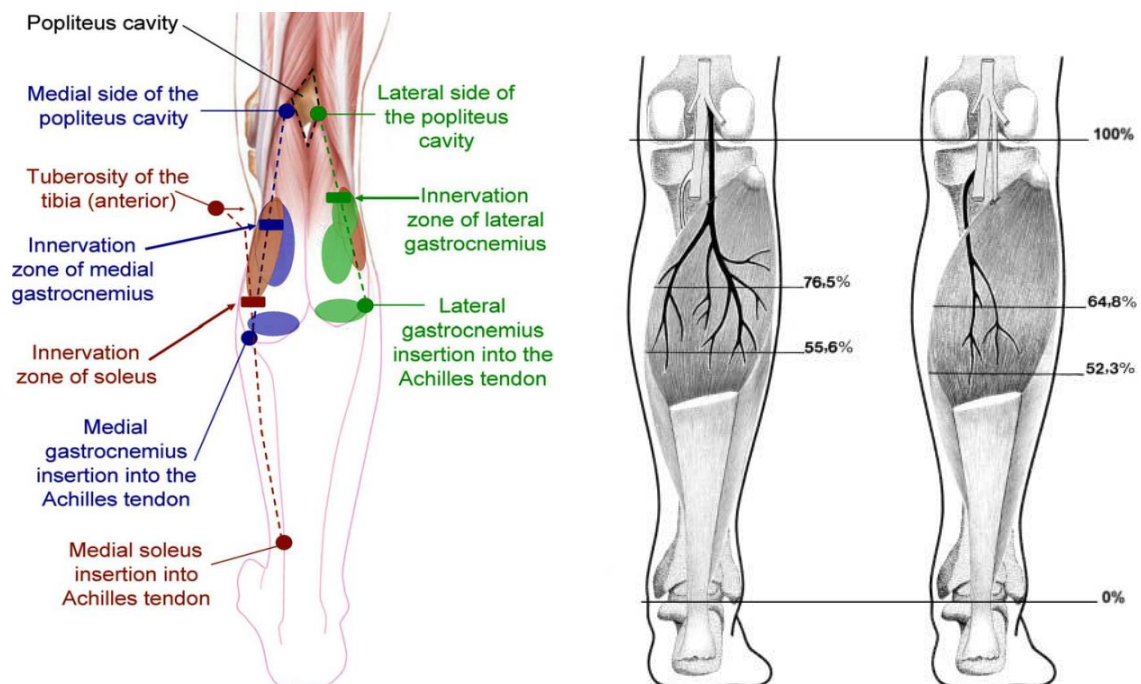
Slika 2. 2. Tibijalni nerv [3]. Superior gluteal nerv (A), inferior gluteal nerv (B) i sciatic nervno stablo (C) i mišići koje inerviše. Sciatic nerv grana se na peroneal nerv (D) i tibial nerv (E). Tibijalni nerv se dalje grana na medijalni (F) i lateralni plantarni nerv (G).

### 2.1.2. Inervacija triceps surae

Obe glave gastrocnemius mišića i soleus mišića su inervisani tibijalnim nervom. Nervna vlakna tibijalnog nerva za gastrocnemius i soleus potiču od sakralnog dela kičmene moždine, segmenta S1 i S2 [4]. Tibijalni nerv se odvaja od *sciatic* nerva u zatkolenoj jami (slika 2. 2). Nakon izbacivanja grana za medijalnu i lateralnu glavu gastrocnemiusa i soleusa, nerv nastavlja ka inervaciji mišića *tibialis posterior*, *flexor digitorum longus* i *flexor hallucis longus*. Nerv dalje ulazi u stopalo kroz prostor između medijalnog *malleolus* i *flexor retinaculum*. Ovde se deli na medijalni i lateralni plantari nerv.

Kroz motorni nerv prolaze aksoni motornih jedinica koje preko motornih završnih ploča inervišu vlakna mišića. Završne ploče sadrže sinapse, gde se električni signal iz nervnog vlakna konvertuje u hemijski signal (acetylcholine [ACh]), što dalje inicira električni signal u ćelijskoj membrani (sarcolemma) mišićnog vlakna. Poznato je da soleus inerviše između 70-90% sporih (tip I) i 10-30% brzih (tip II) motornih jedinica, a gastrocnemius inerviše približno jednak broj oba tipa motornih jedinica [5].

Inervaciona zona je regija gde motorne završne ploče inervišu mišićna vlakna. Ovo mesto je poznato i kao motorna tačka. Motorna tačka se klinički identifikuje kao mesto na kome je moguće izazvati vidljive ili otipljive trzaje mišića pri minimalnoj amplitudi površinske električne stimulacije [6]. Mesta motornih tačaka su natočito važne kada se određuje najbolje



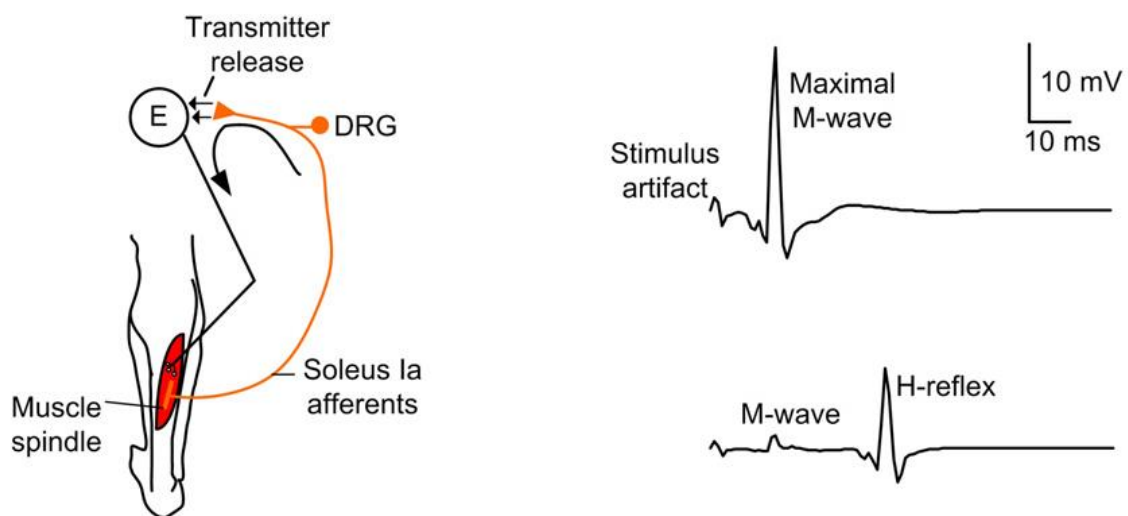
Slika 2. 3. Šematski prikaz inervacije triceps surae i soleusa. Inervacione zone za sva tri mišića triceps surae (slika levo), prema radu [7], se nalaze na mestu obeležene pravougaonim poljima. Elipsastim poljima su obeležene oblasti inervacionih zona koje su pokazane u radu [8]. Zatkolena jama (popliteus cavity) je obeležena crnom isprekidanom linijom. Intramuskulatna distribucija nervnih vlakana unutar soleusa (slika desno), u radu [9] (na slici je isečen gastrocnemius), pokazuje da se za inervaciju soleusa mogu izdvojiti 2 nerva koja se odvajaju od tibijalnog nerva. Levo je dat posteriorni nerv (strana do gastrocnemiusa), a desno anteriorni nerv (strana do fibule). Proksimalna i distalna granica, obeležena u procentima, obuhvata oblast u kojoj je najveća gustina nervnih vlakana.



mesto za postavljanje elektroda za snimanje. Na slici 3. 2 pod a, su obeležene lokacije motornih tačaka, koje su dobijene u studijama koji su izvodili Rainoldi i Saitou. Oni su za određivanje motornih tačaka analizirali latence AP-a snimane sa površinskom višekanalnom elektrodom. Na slici pod b, su prikazane zone u soleusu u kojima se nalazi najveća gustina nervnih vlakana. Sa te slike se vidi da se iz tibijalnog nerva granaju dva nerva koji inervišu soleus. Ovaj rezultat je dobijen mikroskopskim pregledom 37 soleusa, balmazovanih odraslih ljudskih leševa [9].

## 2.2. Fiziologija i izazivanje H refleksa

Tehnika koja se koristi za izazivanje H refleksa podrazumeva korišćenje električne stimulacije na mešoviti periferni nerv. Da bi nastao H refleks, potrebno je da na mestu stimulacije nastane AP u aferentnom nervu, koji bi se nakon stizanja do spinalnog motornog neurona, vratio kroz eferentni nerv i zabeležio na EMG-u (slika 2. 4). M talas se beleži na EMG-u kada se od mesta stimulacije, AP kreće direktno do mišića kroz eferentni nerv. Kada se povećava intezitet stimulacije, Ia aferentna vlakna, koja inervišu senzorna mišićna vretena, zbog svog većeg poprečnog preseka najpre će eksitovati i provesti AP, pre nego što će se eksitovati eferentna motorna vlakna koja su manjeg poprečnog preseka. Stoga, H refleks se može beležiti na EMG-u sa ili bez M talasa, što zavisi od amplitude stimulacije. H refleks će biti snimljen ako je električna stimulacija iznad praga za aktivaciju Ia aferentnog vlakna i ako presinaptički kraj (aferentni terminal) dovoljno depolarizovan da izazove otpuštanje neurotransmitera na Ia aferent- $\alpha$  motoneuronskoj sinapsi. Značajno otpuštanje neurotransmitera iz presinapsi dovešće do postsinaptičke depolarizacije  $\alpha$  motoneurona. Ako je postsinaptička depolarizacija iznad praga, onda će  $\alpha$  motoneuron proizvesti AP koji će se kretati kroz akson motorne jedinice, i izazvati otpuštanje neurotransmitera u presinapsama motornih završnih ploča. Ovo će dovesti do depolarizacije i kontrakcije mišićnih vlakana, što se na EMG registruje kao H refleks. Povećavanjem amplitude električne stimulacije, povećava broj stimulisanih Ia aferentnih i motornih aksona što stvara veći H refleks i M talas.

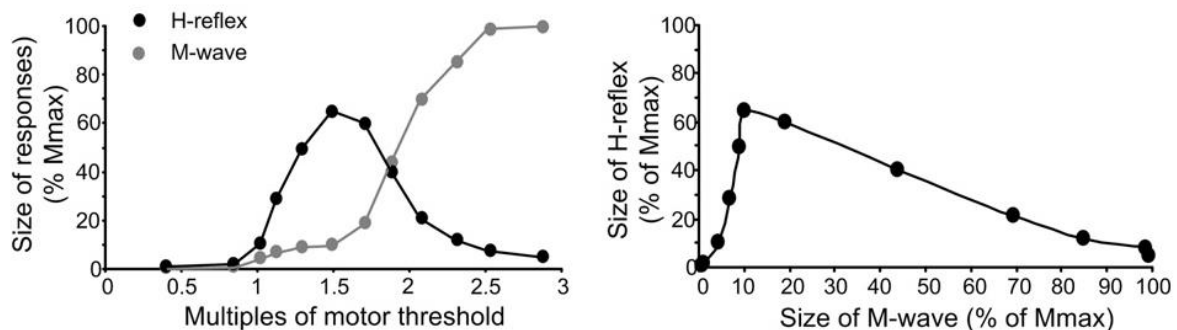


Slika 2. 4. Šematski prikaz putanje H refleksa [10]. Stimulacija tibijalnog nerva na zatkolenoj jami ispod motorog praga rezultira eksitaciji Ia aferentnog nerva, nakon čega se inicira eksitacija motornog neurona, što se na EMG-u vidi kao H refleks (dole desno). Pri maksimalnoj stimulaciji izostaje H refleks, a vidljiv je maksimalan M talas (gore desno).

Njihove amplitude će rasti približno linearno sve dok se ne dostigne maksimum H refleksa, što predstavlja maksimalnu moguću refleksnu aktivaciju (slika 2. 5). Daljim povećavanjem stimulacije, amplituda H refleksa pada, a M talas dostiže maksimum, odnosno postiže se maksimalna mišićna kontrakcija. Nije tako često zabeleženo u radovima, ali događa se da tokom snimanja zavisnosti amplitude odziva od stimulacije, prvo javi M talas pa tek onda H refleks [11].

Kada dođe do depolarizacije aksona usled električne stimulacije, AP se širi u oba smera od mesta stimulacije. Kretanje AP-a u smeru za koji je akson predodređen naziva se *orthodromic*, a smer koji je suprotan njemu naziva se *antidromic*. Razlog zašto nakon postizanja maksimalne vrednosti H refleksa, njegova vrednost pada, je ta što pri velikim intenzitetima stimulacije dolazi do poništavanja H refleksa u eferentnom nervu zbog sudara ortodromičnog i antidromičnog AP-a.

Sa povećavanjem voljne kontrakcije povećava se broj aktivnih motornih neurona u kičmenoj moždini, i to započinje od manjih ka većim motornim neuronima, što je poznato kao princip veličine (*size principle*), što je Heneman prvi put objasnio 1965. godine [12]. Kako su na male motorne neurone povezane spore (tip I) motorne jedinice, a na velike motorne neurone brze (tip II) motorne jedinice, tako će se pri povećavanju kontrakcije prvo aktivirati spore, a onda brze motorne jedinice. Isto pravilo važi i ako se umesto voljen kontrakcije koristi električna stimulacija Ia aferentnog nerva, kao kod snimanja H refleksa. Tako je pri malim stimulacijam, odzivi sporih motornih jedinica dominantniji u H refleksu, a

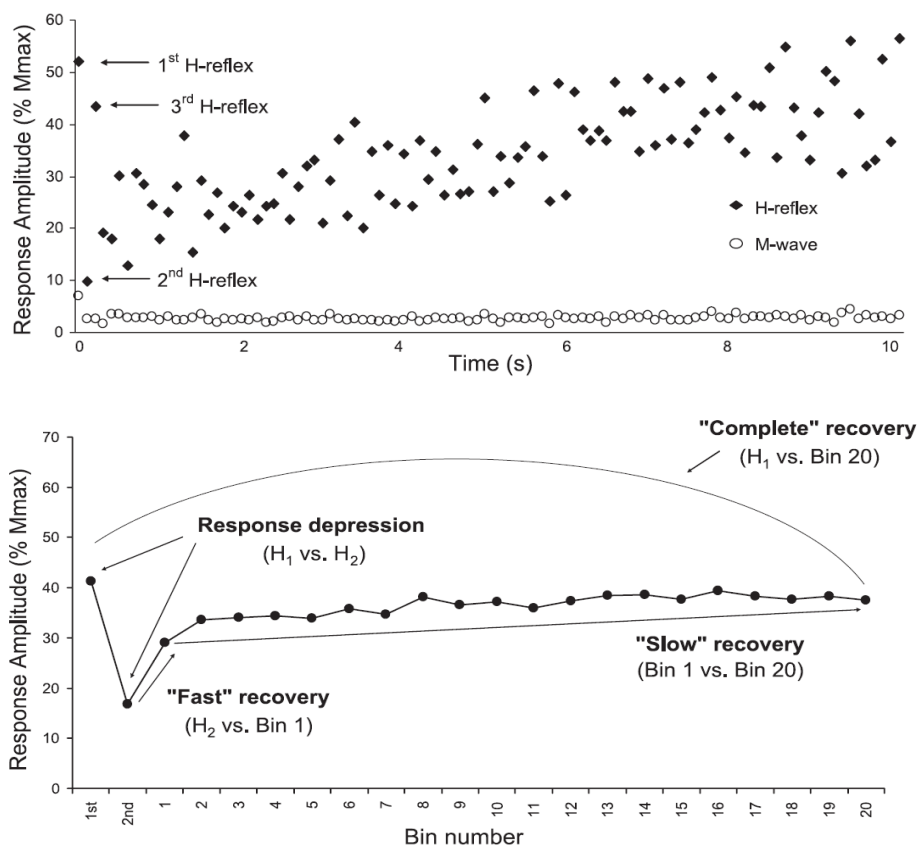


Slika 2. 5. Kriva zavisnosti M talasa i H refleksa od amplitude stimulacije [10]. H refleksna i M talasna zavisnost od struje stimulacije snimana na soleusu je prikazana na levom grafiku. Amplitude H refleksa i M talasa su normirane na maksimalnu vrednost M talasa, a struja sitmulacije je data kao umnožak strujne vredosti praga M talasa. Na desnom grafiku je data zavisnost amplitude H reflesa od amplitude M talasa.

povećavanjem inteziteta stimulacije aktiviraju se i veće motorne jedinice. Procenat aktivnih motornih jedinica tokom snimanja H refleksa na soleusu je u proseku 50% (u rangju od 24-100%). Međutim, princip veličine kod snimanja H refleksa na drugim mišićima nije dosledan. Kod tibijalnog anteriora, aktivacije motornih jedinica su potpuno suprotna od soleusa, odnosno pri manjim stimulacijama je dominantinija aktivacija brzih motornih jedinica.

### 2.3. Postaktivaciona depresija H refleksa

Termin postaktivaciona depresija (PAD) podrazumeva da istorija aktivacije Ia aferentne-motoneuronske sinapse ima značajan uticaj na depresiju amplitude H refleksa. Pretpostavlja se da je PAD rezultat redukcije otpuštanja neurotransmitera iz presinaptičkih terminala usled velike aktivacione frekvencije [13]. Dodatno, veza između frekvencije i PAD može biti objašnjena sposobnošću ponovljive eksitacije aksona ispod stimulacione elektrode ili promenama u motoneuronskoj eksitabilnosti. Kod ljudi, amplituda H refleksa progresivno pada kada frekvencija aferentnih impulsa raste iznad 0,1 Hz. Najčešći način kvantifikacije PAD je da se porede amplitude dva H refleksa tokom stimulacije na relativno velikim frekvencijama (slika 2. 6). U odnosu na prvi H refleks drugi ima za oko 80% manju amplitudu, za frekvencije stimulacije od 4 Hz do 10 Hz, i može biti dodatno veća razlika za frekvencije iznad 10 Hz. Nakon drugog H refleksa, amplituda trećeg refleksa se značajno oporavlja i ostali refleksi se postepeno oporavljaju dostizajući u nekim slučajevima amplitudu koja je veća od prvog H refleksa. PAD i oporavak H refleksa značajno je pod uticajem voljne kontrakcije: povećanjem voljne kontrakcije PAD se smanjuje. Oporavak amplitude refleksa, kao presinaptički mehanizam mogao bi da bude posttetanička potencijacija. Posttetanička potencijacija dovodi do produženog povećanja amplitude refleksa tokom



Slika 2. 6. Amplitude H refleksa i M talasa tokom 10 s stimulacije od 10 Hz na soleusu [13]. Ispitanik je sedeo i održava kontrakciju soleusa na 15% od maksimalne voljne kontrakcije. Amplitude su date kao procenat maksimalne amplitude M talasa dobijen tokom ispitivanja zavisnosti M talasa od stuje stimulacije (videti sliku 2. 5). Jedan načina kvantifikovanja PAD je da se prva i druga amplituda H refleksa prikaže samostalno (donji grafik), a naredne amplitude se daju kao srednje vrednosti dobijenih refleksa u okviru 0,5 s (1 Bin = 0,5 s).

periodične aferentne stimulacije, jer se smatra da je uzrokovano zbog smanjene verovatnoće „lažnog“ otpuštanja neurotransmitera iz presinaptičkog terminala, što odgovara povećanoj verovatnoći *multiquantal release*. Kod ljudi posttetanička potencijacija se obično izaziva na frekvencijama stimulacije preko 100 Hz, trajanja od jedne sekunde do jednog minuta, ali pokazano je da se može postići i na nižim frekvenijama (10 ili 30 Hz).

PAD na M talas deluje različito u odnosu na H refleks, što se može pretpostaviti s obzitom na različiti mehanizam nastanka M talasa i H refleksa. Kod M talasa PAD nije uočen za frekvencije stimulacije ispod 5 Hz. Na slici 2. 6, je uočljiv PAD kod M talasa sa stimulacijom od 10 Hz i poznato je da PAD za M talas dodatno raste sa rastom frekvencije stimulacije. Nema velike razlike između amplitude prvog i drugog M talasa, kao što je to slučaj kod H refleksa i ono što potpuno izostaje je oporavak amplitude M talasa tokom stimulacije. Obično se uzrok PAD za M talasa povezuje sa nemogućnošću da se efikasno stimuliše motorni akson tokom brze stimulacije.

#### **2.4. H refleks kod gornjih i donjih ekstremiteta**

H refleks može se izazvati na mnogim mišićima gornjih i donjih ekstremiteta. U jednoj studiji je pokazano [14], da se H refleks može regularno izazvati u bedrenim mišićima (*vastus medialis* 100%, *biceps femoris* 97%, *semitendinosus* 93%). Sa manjom učestanošću, ali i dalje sa velikom verovatnoćom za izazivanje pokazali su zadnji potkoljeni mišići (*soleus* 93%, *caput mediale gastrocnemii* 73%). Kod *tibialis anterior* i *extensor digitorum brevis* se nije pojavio H refleks kod svih isitanika. Jedino je pronađen kod *short peroneal muscle* (3%) i povremeno kod *flexor hallucis brevis*.

Slična raspodela je dobijena i kod izazivanja H refleksa na mišićima ruke. Kod *flexor digitorum superficialis* (73-70%) i *flexor carpi radialis* (73-57%) procenat H refleks amplitude je visok, a kod *flexor carpi ulnaris* (47-40%) manji ali značajan. Procenat dalje opada za *brachioradialis* (37-30%) i *extensor digitorum communis* (27-27%). Još distalno, *pronator quadratus* (21-20%) and *abuctor digiti minimi* (17-17%) pokazuju mali procenat. Kod *extensor indicis proprius* (3%) pokazan je najniži potencijal, dok kod *pollicis* nijedan ispitanik nije imao H refleks.

U gore pomenutom radu nije nađen H refleks na *biceps* ili *triceps brachii*. U radu [15], za potrebe ispitivanja kortikalne i spinalne modulacije koaktivacije antagonista, korišćen je H refleks koji je izazivan na *biceps brachii*. Do H refleksa se došlo stimulisanjem Erbove tačke (katoda stimulacije je postavljena na supraklavikularnu jamu, a anoda preko akromiona). Da bi se lakše razdvojio M talas od H refleksa, korišćena je kontakcija bicepsa od 20% maksimalne voljen kontakcije (MVC). H refleks na *biceps brachii* je moguće izazvati i stimulacijom medijalnog nerva kod lakta [16]. U tom slučaju latenca H refleksa je bila 14 ms i amplituda je dosta manja u odnosu kada se stimuliša Erbova tačka. H refleks u ovom slučaju nije bilo moguće izazvati na opuštenom bicepsu, nego tek pri određenom stepenu kontakcije.

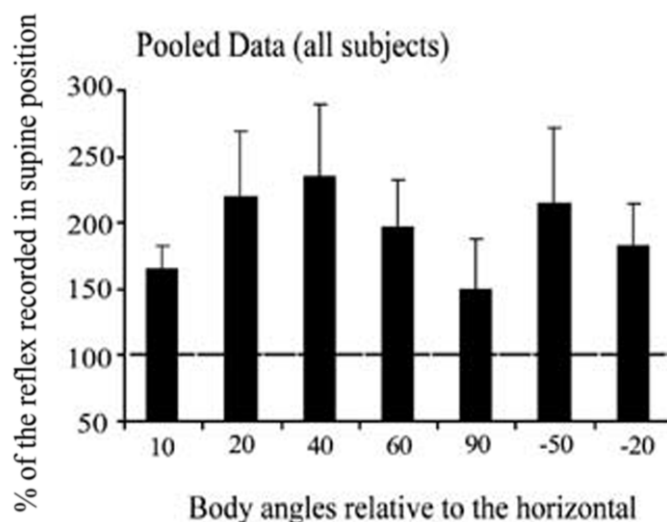
## 2.5. *Kliničke implikacije*

H refleksa latenca tibijalnog ili medijalnog nerva omogućava merenje nervne provodnosti cele dužine aferentnih i eferentnih puteva. Latenca je povećana kod pacijenata koji boluju od alkoholizma, uremije i raznih drugih polineuropatija. Može biti i smanjena kod *tethered cord* sindroma, što odražava nisku lokaciju *conus medullaris*. Kod pacijenata sa dijabetesom, test sa H refleksom je dobar u ranom otkrivanju neuropatske abnormalnosti i određivanje proksimalno-distalnog gradijenta provodnosti. Test takođe pomaže da se uspostave ispitivane promene proksimalnog u odnosu na distalni nervni segment. Razlika između latence H refleksa i distalne motorne latence (M talasa) odgovara segmentnoj putanji H refleksa. Deljenjem distance između kolena (mesta gde se stimuliše) i kičmenog terminala T11 sa razlikom latence daje miksovani, senzorni ili motorni index ili brzinu provođenja duž aferentnog i eferentnog tibijalnog nerva. Segmentna studija je adekvatnija za dobijanje fokalne lezije kao što je radikulopatija, jer se time eliminišu normalni segmenti putanje H refleksa, koje imaju tendenciju da ublaže provodnu abnormalnost.

### 3. Uopšteno o snimanju H refleksa

#### 3.1. Položaj tela ispitanika tokom snimanja H refleksa

Među fundamentalnim i često zanemarenim faktorima koji menjaju amplitudu pozadinske aktivnosti mišića i H refleksa, jest uticaj vestibularnog sistema. Da bi se izbegao njihov efekat, najčešće korišćen položaj za ispitanike tokom merenja je da se postave u poluležećem položaju sa oslonjenom glavom i oslonjenim rukama. Uticaj položaj vrata na amplitudu H refleksa snimanog na soleusu, ispitivan je tokom rotacije tela u sagitalnoj ravni pri fiksnom položaju glave u odnosu na telo (slika 3. 1). Ustanovljeno je da amplituda H refleksa ima najmanju vrednost u vertikanom i horizontalnom položaju tela, dok se za ugao od 20-40°, u odnosu na horizontalnu ravan, dobija u proseku i preko 2 puta veća amplituda nego u horizontalnoj ravni [17].



Slika 3. 1. Zavisnost amplitude H releksa od ugla tela [17]. Histogram predstavlja amplitudu H refleksa usrednjenu za 17 ispitanika tokom izvođenja testa zavisnosti amplitude H refleksa od ugla rotacije tela. Pozitivne vrednosti ugla predstavljaju naginjanje u napred, a negativne naginjanje u nazad, u odnosu na horizontalan položaj gde ispitanik leži na leđima. Amplituda H refleksa je data kao procenat amplitude izmerene za položaj tela u 0 stepeni.

Bilo da se snimanje izvodi pod određenim nagibom tela ili u horizontalom položaju u kojem ispitanik može ležati na leđima ili stomaku, bitno je da se obezbedi maksimalan komfor za ispitanika tokom ispitivanja. Stopalo bi trebalo da je blago savijeno, a koleno pod uglom od oko 120°. Ovo omogućava adekvatnu zategnutos soleusa i ahilove tetive, dok je gastroknemius opušten zbog savijenosti u kolenu. Opuštenos smanjuje mogućnost depresivnog uticaja na soleus koji može poticati od gastroknemiusa. Iako su ovo idealni položaji za izazivanje H refleksa, nije uvek pogodan u mnogim današnjim studijama koje ispituju efekat kretanja i promene posture na H refleks.

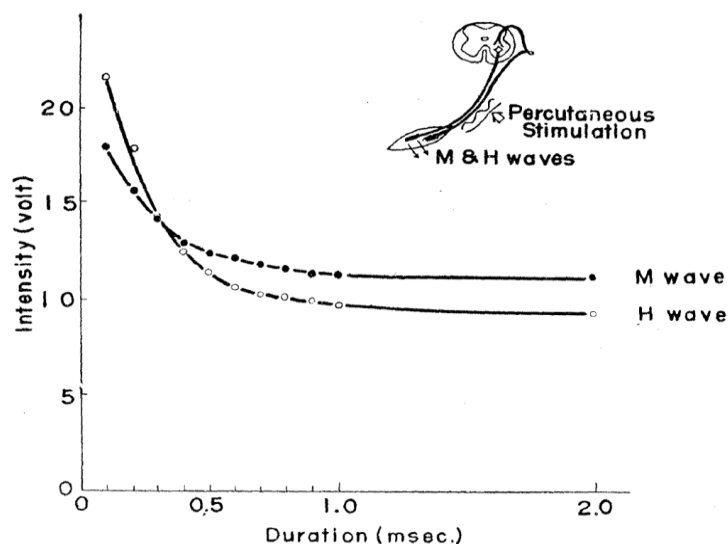
### **3.2. Stimulacija**

Stimulacija tibijalnog nerva se uglavnom može izvesti na dva načina: monopolarno [10, 18] i bipolarno [13]. Monopolarni metod podrazumeva da stimulacioni impuls bude isporučen preko AgCl katode površine oko 2 cm<sup>2</sup> smeštena preko zatkolene jame i bakarne ili mesingane anode površine oko 20 cm<sup>2</sup> smeštene preko patele. Bipolarni način postavlke elektroda uključuje longitudinalno postavljanje kontakata katode i anode duž tibijalnog nerva, i to tako da je anoda proksimalno postavljena kako bi se postigao efekat anodnog bloka i dobio bolji H refleks [19]. Iako se tvrdi da prvi metod više potiskuje artefakt stimulacije i da se obezbeđuje selektivnije stimulisanje nerava u poređenju na longitudinalnu postavku, za tako nešto ne postoji izvršena studija koja bi to potvrdila. Bilo koji metod da se koristi, istraživači bi morali da obezbede da se sa tibijalnim nervom ne stimuliše istovremeno i peronealni nerv. Takođe, preporučuje se vizuelna provera dorzifleksije stopala, kako bi se obezbedilo da i *m. tibialis anterior* ne bi bio aktivan sa svakom stimulacijom koga inerviše peronealni nerv. Iako je moguće snimati električni odgovor na *m. tibialis anterior*, ovaj mišić je jako podložan preslušavanju. Stoga, bilo koja električna aktivnost koja se vidi kao M talas ili H refleks na *m. tibialis anterior* može poticati od triceps surae, a da pri tom ne bude stimulisan peronealni nerv.

Pomeranjem stimulative elektrode u odnosu na nerv može se javiti ako se izvode ispitivanja u kome se udovi kreću i dodatno sa tim dovesti do promene amplitude H refleksa. Zbog toga se preporučuje da se kod snimanja sa pokretom (prelazak iz sedećeg u stajaći položaj, hodanje ili trčanje) katoda smešta po mogućstvu malo iznad ili ispod zatkolene jame, kako bi se izbeglo relativno pomeranje katode i nerva. Mesto za stimulaciju se smatra adekvatnim ako je prag za izazivanje H refleksa niži od praga M talasa, iako je u poglavlju 2. 2 pomenuto da ovo nije uvek moguće postići.

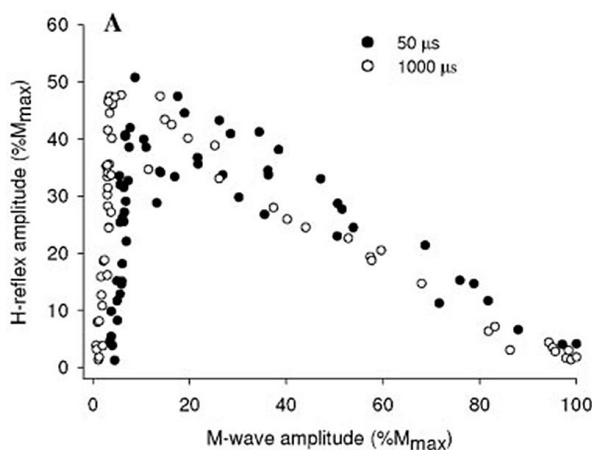
#### **3.2.1. Širina stimulative impulsa**

Širina stimulative impulsa je parametar čijim podešavanjem može da se utiče na selektivno stimulisanje aferentnih aksona grupe I i eferentnih aksona. Da bi se ispitale razlike između ove dve vrste aksona, ispituje se za koje vrednosti visine impulsa (struje ili napona) i širine impulsa (vremena trajanja) se dostiže prag eksitacije. Na slici 3. 2 je data jedna takva zavisnost ispitana na tibijalnom nervu mačke [20]. Merenjem odziva M talasa dobija se kriva koja odgovara stimulaciji motornih aksona, a merenjem odziva H refleksa dobija se kriva za aferentne aksone. Ove dve krive seku se za širinu impulsa od oko 0,3 ms, i za sve vrednosti



Slika 3. 2. Zavisnost napona stimulacije od širine stimacionog impulsa za dostizanje praga stimulacije H refleksa i M talasa [20]. Ispitivanje je izvršeno na mački postavljanjem stimacione elektrode na tibijalni nerv i praćenjem odziva na gastroknemiusu i soleusu. Širina impulsa je menjana od 0,1 ms do 1 ms sa korakom od 0,1 ms i dodatno je izmereno za širinu od 2 ms. Dobija se da je prag za H refleks niži od M talasa za veće širine stimacionog impulsa.

širine ispod 0,3 ms potreban je manji intezitet za izazivanje M talasa, a za vrednosti iznad 0,3 ms potreban je manji intezitet impulsa za izazivanje H refleksa, odnosno za veće širine impulsa lakše je izazvat H refleks nego M talas. Ovo je razlog zašto mnogi autori preporučuju da je optimalna širina stimacionog impulsa za izazivanje H refleksa od 0,5 do 1 ms. S druge strane, u radu [21] je pokazano da za veću širinu stimacionog impulsa, takođe ranije izaziva H refleks, ali dobija se mala razlika u vrednostima  $M_{max}$  i  $H_{max}$  kao i u odnosu  $M_{max}/H_{max}$  (slika 3. 3). Takođe, bitan faktor kod stimulisanje ispitanika jeste bol, koji raste sa povećavanjem širine impulsa zbog veće osetljivosti senzornih receptora kože [22].

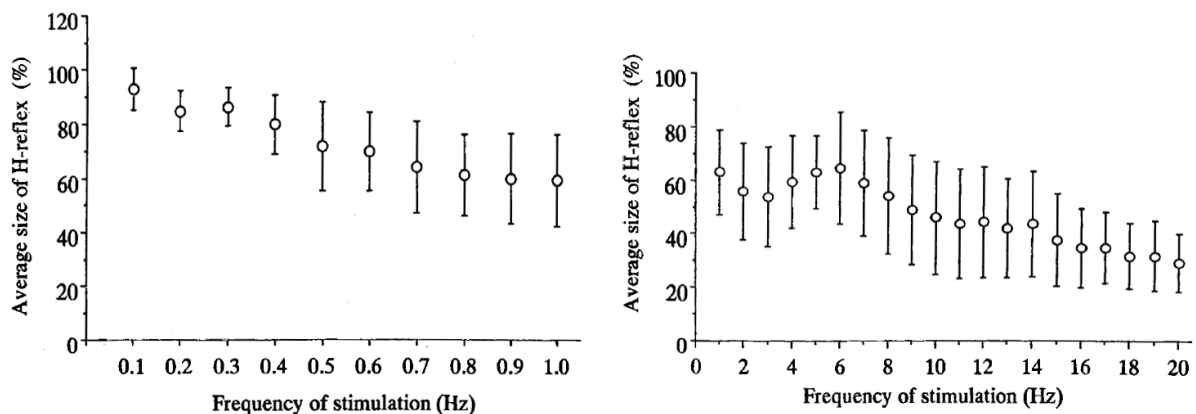


Slika 3. 3. Zavisnosti amplitude H refleksa od amplitude M talasa za širine stimacionog impulsa od 0,05 i 1 ms [21]. Kriva zavisnosti šiftuje se na levo kada se koristi širina impulsa od 1 ms, odnosno veći je H refleks u odnosu na M talas. Ono što se malo razlikuje jeste  $M_{max}/H_{max}$ , a isto tako i same vrednosti za  $M_{max}$  i  $H_{max}$  nisu se razlikovale tokom snimanja za različite širine stimacionog impulsa.



### 3.2.2. Frekvencija stimulacije

Frekvencija stimulacije, tj. period između dva stimulaiona impulsa preporučuje se da ne bude manji od 5 s, ako je potrebno da se minimiziraja uticaj postaktivacione depresije H refleksa (videti poglavlje 3. 2). Takođe, ni ekstremno dugački periodi nisu poželjni, jer ne samo da se koncentracija ispitanika smanjuje, nego i efekti spoljašnjeg okurženja mogu više uticati na merenje, i samim tim povećava se mogućnost da dođe do promene amplitude H refleksa koja može biti pogrešno protumačena. Brze stimulacije smanjuju amplitudu H refleksa zbog postaktivacione depresije i zavisnost amplitude H refleksa od frekvencije stimulacije može se videti na slici 3. 4. Za kliničke primene, poželjno je da spinalna motoneuronska eksitabilnost bude ispitana u kraćem vremenskom periodu, kako bi se bolje ispitali efekti terapije kojima je pre snimanja bio podvrgnut pacijent. U radu [18] je sugerisano da je najoptimalnije u tom slučaju koristiti fekvenciju stimulacije od 5 Hz, zato što se za tu frekvenciju stimulacije dobija najmanja standardna devijacija amplitude H refleksa (slika 3. 4).



Slika 3. 4. Frekvencijsko-depresiona kriva H refleksa snimljena na soleusu [18]. Od 0,1 do 1 Hz stimulisano je sa korakom od 0,1 Hz, a od 1 do 20 Hz stimulisano je sa korakom od 1 Hz. Za svaku datu frekvenciju stimulacije snimano je 10 H refleksa. Amplitude H refleksa od 2. do 10. su usrednjene i prikazane kao procenat 1. H refleksa, zajedno sa standardnom devijacijom usrednjenih refleksa.

### 3.3. Detektovanje EMG signala

Kada je mišić aktiviran centralnim nervnim sistemom ili spoljašnjom stimulacijom, dolazi do kontrakcije mišićnih vlakana, koja provode depolarizovanu zonu, odnosno akcioni potencijal, unutar mišićnog vlakna. Depolarizovana zona se kreće od motorne tačke ka tetivnoj regiji mišića. Depolarizovana zona svakog vlakna aktivne motorne jedinice (MU) stvara sopstveno električno polje i na površini kože daje doprinos ukupnom nastalom električnom potencijalu. Ova suma zavisi od distance svakog izvora od kože, tako da je doprinos površinskih MU-a veći nego doprinos dubljih MU-a. Smeštanjem elektoda preko kože, izmeriće se napon u tom području.

Biološko tkivo koje odvaja izvore potencijala od elektroda za detektovanje (*volume conductor*) značano menja karakteristike detektovanog signala. *Volume conductor* se sastoji od jednog dela mišićnog tkiva, mekog tkiva, sloja sala i sloja kože, i ima odliku

niskofrekventnog filtera na EMG signal. Signal ima smanjenu amplitudu, uglačan je i blurovan u odnosu na signal koji bi se snimio iglanim elektrodama koje zaobilaze efekat tkiva.

Površinske EMG elektrode koje se koriste za H refleksa istraživanje mogu biti aktivne ili pasivne. Aktivne elektrode imaju visoku ulaznu otpornost ( $10^{12} \Omega$ ) i nisu osetljive na promenu električne otpornosti na kontaktu sa kožom. Otuda, kožu nije potrebno prethodno pripremati. One imaju ugrađen prepojačavač, koji pojačava signal nekoliko puta pre povezivanja na pojačavač, i na taj način sposobne su da spreče artefakt pokreta i promene vezane za otpornost koje se manifestuju kao promene u EMG signalu. Pasivne elektrode se razlikuju od aktivnih po tome što imaju malu ulaznu otpornost, tako da su pod uticajem kožne otpornosti. Površina kože stoga mora biti očišćena od mrtvih ćelija, prljavštine i prirodnog ulja koristeći 70% alkohol i abrazivnu pastu. Smanjenjem električne otpornosti kože obezbeđuje dobar kontakt između elektrode i mišića od interesa.

### ***3.3.1. EMG konfiguracija i lokacija elektroda za detekciju H refleksa na soleusu***

Bipolarno snimanje površinskog EMG-a eliminiše nebitan šum koji se može videti ako bi se snimalo monopolarno. Nedostatak bipolarnog snimanja je povećana verovarnoaća od preslušavanja signala od susednog mišića, naročito ako je rasojanje između elektroda veliko i zahvata susedni mišić. Da bi se ovo izbeglo, preporučuje se interelektrodno rastojane oko 2 cm za snimanje na velikim mišićima [23].

Monopolarno snimanje se izvodi smeštanjem jedne elektrode u regiji stomaka mišića, a druga na tetivu mišića. Monopolarno snimanje je superiornije u odnosu na bipolarno, obezbeđujući dosledniji oblik amplitue i M talasa i H refleksa [24]. Za razliku od monopolarnog, kod bipolarnog merenja se mora paziti da elektrode ne budu smeštene preko motorne tačke, usled čega će veliki deo signala biti poništen.

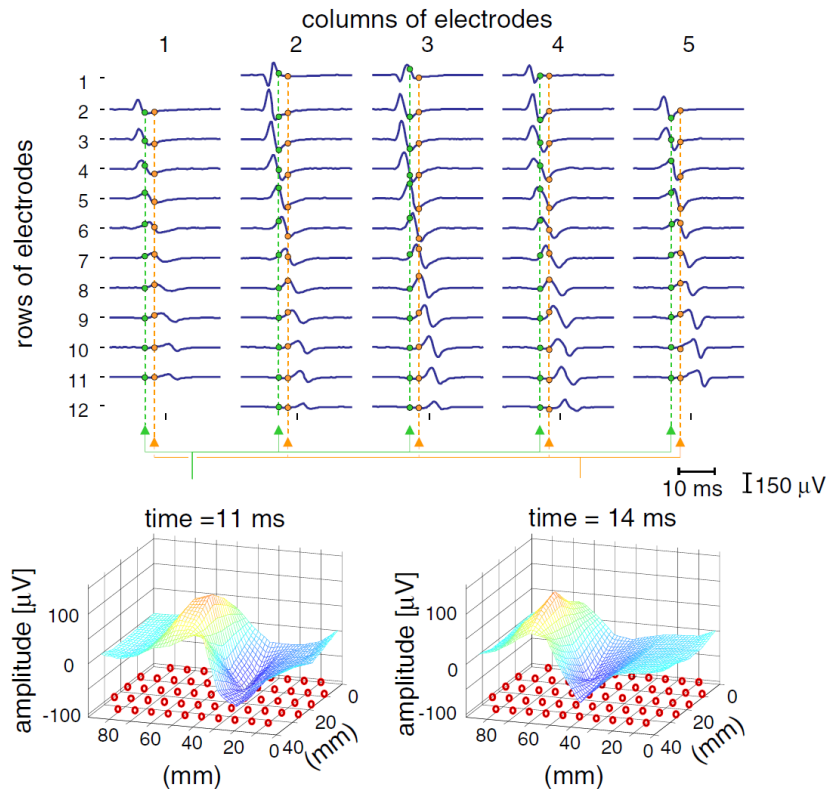
Većina autora sugerišu slična mesta za postavljanje elektroda kod simanja mišićne aktivnosti soleusa. Hugon u svom radu [25] predlaže da bi elektroda za snimanje trebala da ima površinu od  $1 \text{ cm}^2$ , smeštena oko 4 cm ispod mesta gde gastroknemius prelazi u ahilovu tetivu. Gerilovski predlaže [26] da pozicija elektroda zavisi i od konfiguracije merenja, odnosno da li se meri bipolarno ili monopolarno. Ako bi se merilo bipolarno, elektrode treba smestiti 2 cm ispod prelaska gastroknemiusa u ahilovu tetivu, a za monopolarno merenje, elektrodu treba smestiti za još 3 cm niže.

### ***3.3.2. Višekanalne (matrične) elektrode za snimanje EMG signala***

Standardne jednokanalne bipolarne ili monopolarne elektrode pružaju jednodimenzionalni signal. Višekanalne elektrode omogućavaju sakupljanje električne aktivnosti mišića sa mnogo veće područja nego jednokanalne elektrode. U odnosu na jednokanalnu elektrodu, višekanalna elektroda snima signal koja pored vremenske dimenzije ima dodatnu prostornu dimenziju: ako se koristi elektrodni niz, tada signal ima jednu prostornu dimenziju, a ako se koristi dvodimenzionalni niz (matrica), tada signal sadrži dve prostorene dimenzije. Iz ovoga proizlazi da se korišćenjem matrične elektrode, iz signala može dobiti trodimenziona reprezentacija

EMG aktivnosti kakva je prikazana na slici 3. 5. Na slici je prikazana evolucija AP kroz prostor i vreme, dobijena sa 61-kanalnom matričnom elektrodom na *biceps brachii* mišiću. Sa slike se vidi kako AP putuje duž pravca mišićnog vlakna ka tetivi gde se poništava.

Pre pojave tehnike snimanja matričnim elektrodama, identifikovanje AP motorne jedinice se izvodilo iglenim elektrodama. Primenom namenskog algoritma, moguće je iz signala snimljenog matričnom elektrodom dobiti AP motorne jedinice, što je i prikazano na slici 3. 5.



Slika 3. 5. Akcioni potencijal motorne jedinice snimljen matričnom elektrodom sa 61-kanalnom elektrodom (13×5 polja sa interelektrodnim restojanjem od 5 mm) na biceps brachii mišiću tokom izometrične kontrakcije od 10% maksimalne voljne kontrakcije [27]. Matrična elektroda je postavljena tako da se njene kolone nalaze duž mišića na distalnom delu. Gornji panel pokazuje kretanje AP duž motorne jedinice. Uočljivo je da duž reda matrice, treća kolona ima maksimalnu amplitudu AP-a, koja opada šireći se na druge kolone, a propagacija AP-a kroz nerv se manifestuje kao latenca duž kolona. Na donjem panelu su date trodimenzionalne prostorne distribucije AP-a dobijene interpoliranjem vrednosti sa matrične elektrode, u dva bliska trenutka: 11 ms i 14 ms (zeleni i narandžasti kružići sa gornjeg panela, respektivno).

Matričnom elektrodom moguće je otkriti glavnu inervacionu zonu mišića, tako što bi se analizirale latence AP na svim kanalima. Takođe, na osnovu latenci je moguće odrediti i brzinu provođenja AP.

### 3.4. Artefakti tokom snimanja H refleksa

#### 3.4.1. Artefak usled pomeranja elektrode

Provodni gel (koji je elektrolit), koji se stavlja između kontakata elektrode i kože, formira dva sloja naelektrisanja. Jedan sloj naelektrisanja se formira na površini elektroda-elektrolit, a

drugi na površini elektrolit-koža, i to naelektrisanje se manifestuje kao naponski ofset. Ako se elektroda pomera ili koža razvlači, dolazi do premeštanja raspoređenog naelektrisanja na površini i rezultira promeni napona koji se detektuje u pojačavaču. Bilo kakvo relativno pomeranje između elektrode i elektrolita i između kože i elektrolita dovodi do detektovanja artefakta u EMG signalu.

Artefakti usled pomeranja elektroda (*motion artifacts*) mogu biti česti kada je: adhezija elektrode loša i kontakti nisu stabilni, lepljiva traka prelepljena preko elektrode, koža nije adekvatno pripremljena, kabal udara u elektrodu (pri hodu dok se EMG snima na nozi), pojačavač/pretpojačavač ima krut kabal koji stvara tenziju na elektrodu tokom pokreta i kad se elektrode savijaju zbog pomeranja kože na zglobovima usled velikih pokreta [28].

Za detektovanje artefakta pokreta, najvažnije je posmatrati sirov signal koristeći samo vizuelni pregled, pošto se na njemu može jasno napraviti razlika između artefakta pokreta i mišićne aktivnosti. Nasuprot tome, u filtriranom signalu vizuelno se ne može uočiti artefakt pokreta, što može voditi pokrešnoj interpretaciji EMG signala. Preporuka je da istraživač pregleda sirov signal odmah nakon akvizivije. Ako postoje artefakti pokreta, oni se mogu eliminisati premeštanjem elektrode, odstaranjivanjem mrtvog sloja kože (*stratum corneum*) ili modifikovanjem konfiguracije kablova.

#### **3.4.2. Preslušavanje (*crosstalk*)**

Depolarizovana zona se može modelovati kao strujni tripol: centralni strujni ponor, gde pozitivni joni ulaze u vlakno ( $\text{Na}^+$  i  $\text{K}^+$ ), i dva lateralna strujna izvora gde pozitivni joni izlaze iz vlakna. Tripol određuje izgled električnog polja koji se odražava kao mišićna aktivnost koju snimamo. Depolarizovana zona putuje od motorne tačke ka tetivnoj regiji. Tetiva nema jone koji bi mogli da prenose depolarizovanu zonu, tako da se putujući strujni tripol kada dođe do tetive konvertuje u strujni dipol, pre nego se ugasi. Električno polje koje nastaje od dipola se potpuno razlikuje od onoga koje nastaje od strujnog tripola, naročito na manjim distancama. Doprinos putujućeg potencijala može biti merljiv samo u ograničenom području aktivne motorne jedinice, ali doprinos potencijalna na kraju vlakna, kada iz tripola prelazi u dipol, može biti detektovan na koži susednog neaktiviranog mišića. Ako se ovo desi, elektrode smeštene na neaktivni mišić će dati pogrešan signal nalik EMG-u. Ovaj fenomen se naziva preslušavanje i svrstava se među glavnim problemima u kliničkim ispitivanjima koja koriste EMG. Dipolno nastalo preslušavanje se ne može smanjiti ni menjanjem distance između elektroda (kod diferencijalnog merenja), niti visokofrekventnim filtriranjem.

Preslušavanje može nastati i ako se elektrode nepropisno postavi suviše blizu susednog mišića ili delimično preko susednog. U tom slučaju tripolno generisan potencijal će se detektovati sa susednog mišića. Čak i smeštanjem elektroda preko stomaka mišića neće u potpunosti eliminisati rizik od preslušavanja.

## ***4. Metod rada i materijal***

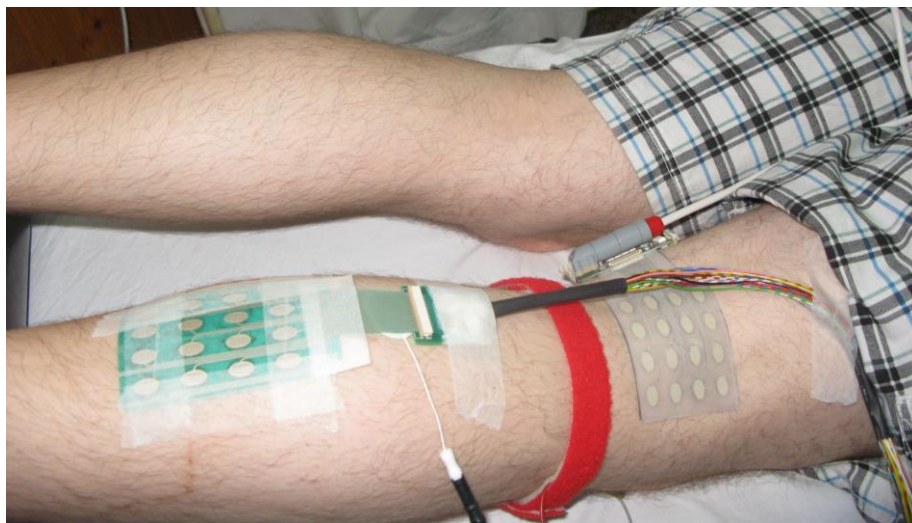
Za izazivanje i snimanje H refleksa korišćen je isti protokol i materijal koji je korišćen u radu [29]: snimanje 16-kanalnom matričnom elektrodom na mišiću soleus, dok se stimulacija takođe izvodi matričnom elektrodom sa 16 polja.

### ***4.1. Ispitanik***

Zdrav ispitanik 23 godina, bez ikakve istorije muskularne bolesti učestvovao je u ovom istraživanju. Ispitanik je nepušač, nije konzumirao kofein 12h pre snimanja i nije imao naporne vežbe dva dana pre snimanja. Ova studija je u saglasnosti sa Helsinškom deklaracijom.

### ***4.2. Protokol***

Često pacijenti na kojima se snima H refleks su kvadriplegičari ili imaju neki drugi razlog za nepokretnost, te u tom slučaju najlakši način za izvođenje snimanja je da pacijent leži na krevetu. Iz tog razloga, ispitanik je u ovoj studiji tokom snimanja ležao na stomaku, iako se za



Slika 4. 1. Ispitanik koji leži na krevetu tokom snimanja. Levo na slici je postavljena matrična EMG elektroda za snimanje, a desno se nalazi matrična elektroda za snimanje.

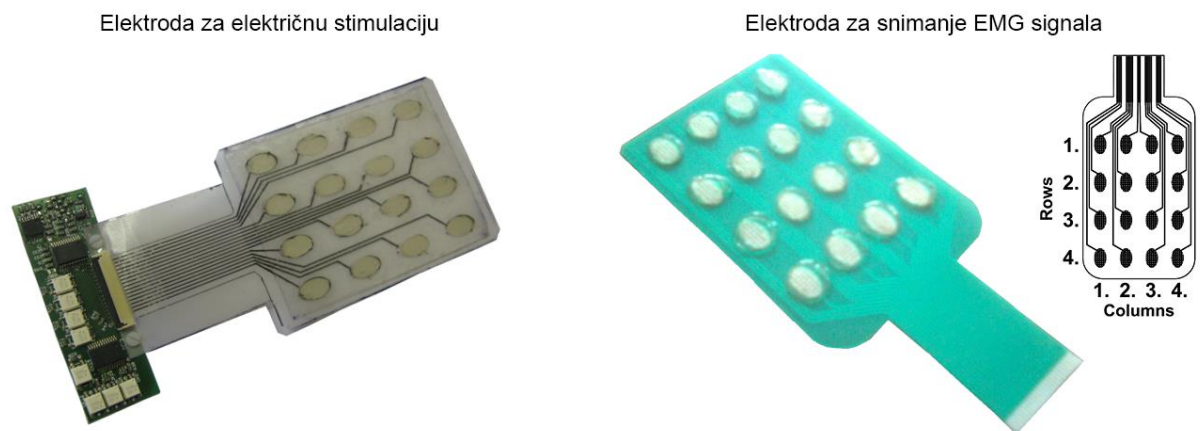
taj položaj dobijaju manje amplitude H refleksa (poglavlje 3.1). Snimanje je vršeno na desnoj nozi koja je potpuno opružena, dok je stopalo savijeno pod uglom od 90°.

### 4.3. Stimulacija

Stimulacija tibijalnog nerva je izvedena postavljanjem 16-kanalne stimulative matrične elektorde INTFES (*Tecnia Serbia Ltd., Beograd, Srbija*) na zatkolenu jamu. Katodu predstavljaju polja matrične elektorde (elipsastog oblika; 6×10 mm), dok velika elektorda postavljena sa suprotne strane, odnosno na patelu, predstavlja anodu (*Axelgaard Manufacturing Co., Ltd, Fallbrook, USA; 100×70 mm*). Iz rada [29] se vidi da na ovaj način stimulanja, lakše nalazi mesto stimulacije koje odgovara najboljem izazvanom H refleksu. Protokol za stimulaciju je takav da se na svako polje stimulative elektrode isporučuje 8 pravougaonih impulsa iste amplitude, širine 300 μs i frekvencije 3 Hz. Amplituda stimulacije menjana je za svako polje elektrode od 15 mA do 20 mA, sa korakom 1 mA.

### 4.4. Matrično snimanje EMG signala

Signal sa mišića detektovan je sa matričnom elektrodom 4×4 (sa poljima elipsastog oblika, dimenzije 6×10 mm, interelektrodnom distancom od 20 mm duž elektrode i 14 mm popreko elektorde). Signal sa elektroda je vođen na 16-kanalni pojačavač Grass RPS 107 (*Grass Technologies, An Astro-Med, Inc, West Warwick, USA*), VF filtriran sa graničnom frekvencijom 3 Hz i pojačanja 500. Signali su odabirani sa 10000 odbiraka/s sa 16-o kanalnim A/D konvertorom NI USB 6212 (*National Instruments, Austin, USA*) rezolucije 16-bitna, kontrolisan sa programom napravljen u LabVIEW-u (*National Instruments, Austin, USA*) u Laboratoriji za Biomedicinsku Instrumentaciju i Tehnologije, Elektrotehničkog fakulteta, Univerziteta u Beogradu. Na soleus je postavljena elektoda tako što je centar matrične elektrode postavljen na polovini puta između zatkolene jame i pete. Između kože i elektrode je postavljen gel AG2550 (*Axelgaard Manufacturing Co., Ltd, Fallbrook, USA*) kružnog oblika prečnika 10 mm, koji treba da obezbedi prenos signala na elektrodu. Referentna elektroda je postavljena 5 cm proksimano u odnosu na elektrodu za snimanje. Uzemljenje je



Slika 4. 2. Elektroda za električnu stimulaciju (levo) i elektroda za snimanje EMG signala (desno). Na elektrodu za snimanje je stavljen gel pojedinačno na svako polje elektrode, a preko cele elektrode za snimanje je stavljen gel u jednom komadu.

obmotano oko noge, tako da se nalazi između stimulative elektrode i elektrode za snimanje.

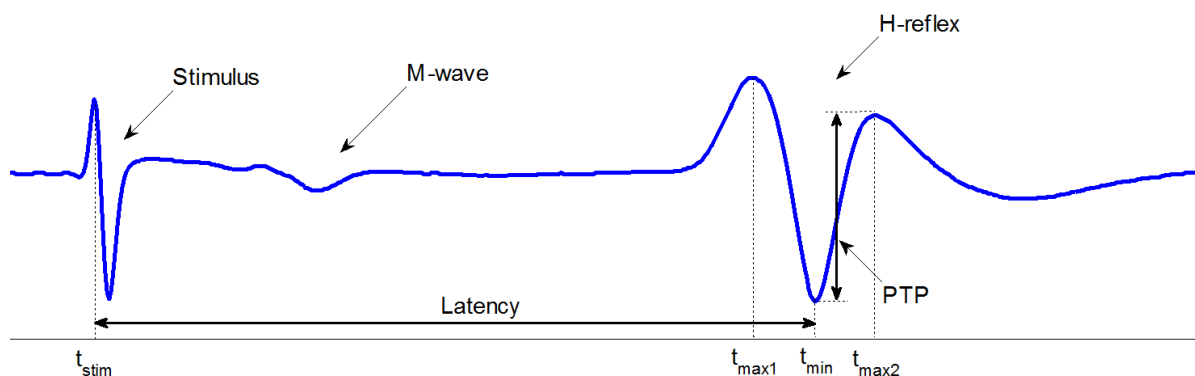
#### 4.5. Obrada signala

Za svu obradu i prikaz snimljenog signala korišćen je *MATLAB* softver (*The MathWorks, Natick, MA*). Prvi korak obrade signala sastoji se iz filtriranja signala propusnikom opsega od 10 Hz do 600 Hz i izbacivanje suma od 50 Hz nastao kao posledica uticaja gradske mreže. Usrednjavanje signala je vršeno na prozoru širine 65 ms (5 ms pre stimulative impulsa i 60 ms posle implusa) na svih 8 stimula, koliko je stimulirano za jedno polje i jednu amplitudu. Na nefiltriranom signalu, stimulative artefakt ima najveću amplitudu u signalu, te je njegovo određivanje obavljeno automatski pomoću amplitudskog praga. Na jednom kanalu snimljenog signala detektovan je trenutak kada artefakti stimulacije pređu prag i to je notirano kao trenutak stimulacije na svim kanalima.

Amplitudu AP-a, odnosno M talasa i H refleksa, moguće je odrediti na viši način. U zavisnosti od toga da li se snimanje izvodi monopolarno ili diferencijalno, tako će se snimljeni signali međusobno razlikovati po obliku i amplitudi [24]. Talas može izgledati tako da ima samo jedan minimum i jedan maksimum, a može i da ima dva maksimuma i jedan minimum. U ovom slučaju, snimljeni M talas i H refleks izgledaju tako da imaju dva maksimuma i jedan minimum (slika 4. 3). Za računanje PTP-a, korišćena je razlika između amplitude drugog maksimuma i minimuma talasa:

$$PTP = x(t_{max2}) - x(t_{min}), \quad (1)$$

gde je  $x(t)$  snimljeni signala, a  $t_{min}$  i  $t_{max2}$  vremenski trenuci kada se javljaju minimum i drugi maksimum talasa, respektivno. PTP je mogao biti računat i kao razlika prvog maksimuma



Slika 4. 3. EMG snimak sa stimulusom, M talasom i H refleksom. Na slici su obeležene karakteristike H refleksa koje su korišćene u diplomskom.

$x(t_{max1})$  i minimuma  $x(t_{min})$ , i nepostoji ne jedan razlog zbog čega je izabran baš ovaj način računanja PTP-a, jer u svim do sada pregledanim radovi nije nađen podatak na koji način je računat PTP u ovakvoj situaciji.

Određivanje latence može da se izvede različitim metodama [30]. Latenca M talasa i H refleksa je u ovom radu računata kao rastojanje između artefakta stimulacije i neke referentne

tačke na talasu. Izabrano je da ta referentna tačka bude minimum talasa, tako da se latenca dobija kao

$$L = t_{min} - t_{stim}, \quad (2)$$

gde je  $t_{stim}$  trenutak stimulacije. Vrednost latence izračunata na ovaj način je veća (duža), nego stvarna vrednost latence talasa, jer od trenutka pojavljivanja talasa, pa do trenutka kada talas dostigne minimalnu vrednost, postoji određeni vremenski period.

Brzina propagacije H refleksa koroz nerv moguće je izračunati istovremenim korišćenjem latence M talasa i H refleksa. Kada se latenca H refleksa ( $L_H$ ), oduzme od latence M talasa ( $L_M$ ), dobije se vreme koje je potrebno da refleks pređe put od zatkolene jame (mesta stimulacije) do neurona u kičmenoj i nazad do zatkolene jame. Tibijalni nerv je grana *sciatic* nerva korena S1 i S2, ali stimulisanjem transkranijalnom magnernom stimulacijom ustanovljeno je da se motorni neuroni tibijalnog nerva nalaze na nivou T11 i T12 [31]. Izmereno je da kod ispitanika rastojanje između T12 i zatkolene jame iznosi  $l = \sim 690 \text{ mm}$ , tako da se brzina provođenja AP dobija kao

$$CV_H = \frac{2 \cdot l}{L_H - L_M - 1 \text{ ms}} \left[ \frac{m}{s} \right], \quad (3)$$

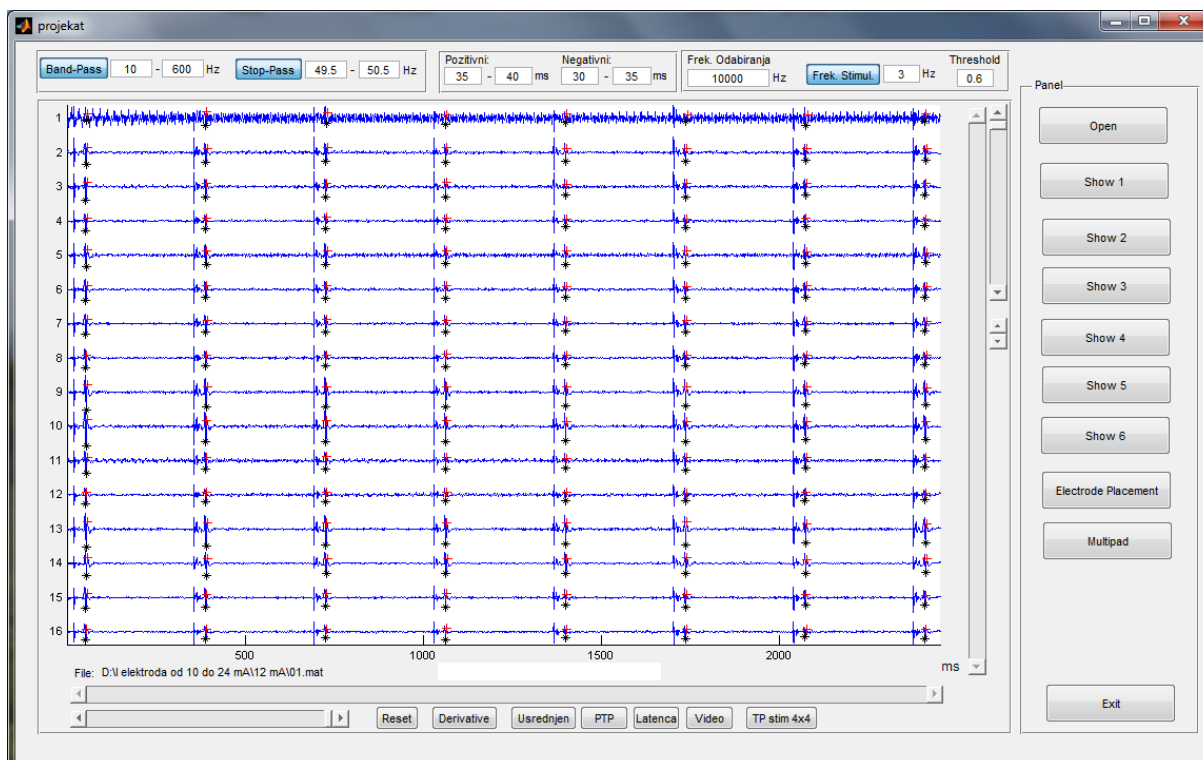
gde  $-1 \text{ ms}$  u imeniocu predstavlja kašnjenje H refleksa u kičmenoj moždini [32]. Mana ovakvog računanja brzine propagacije je ta što ne može da se dobije odvojeno brzina kroz aferentni i eferentni nerv. Ono što se dobije na ovaj način predstavlja prosečnu brzinu AP-a kroz obe vrste nerva.

Topografske mape su određivane za PTP i latencu M talasa i H refleksa. Najpre su vrednosti za PTP i latencu, koje se dobiju sa svih 16 kanala, raspoređivane u matricu  $4 \times 4$ , po istom rasporedu kao što su kanali raspoređeni na elektrodi. Mape su sa  $4 \times 4$  piksela, koliko se dobija sa 16 kanala, povećane kubičnom interpolacijom u mape  $200 \times 300$  piksela. PTP i latence za topografsku mapu, nisu dobijene iz usrednjenog signala, nego su računata pojedinačno za svaki talas. Na taj način je dobijeno 8 topografskih mapa (onoliko koliko je isporučivano stimulusa pri snimanju), a konačna mapa je dobijena usrednjavanjem svih osam. Na kraju su mape prikazane u *jet* skali sa 64 boje.

#### **4.6. Aplikacija nastala kao rezultat rada na diplomskom**

Pisanje koda za obradu i prikaz signala rađeno je tako da se kao krajni rezultat rada u MATLAB-u dobije aplikacija kojom mogu da se analiziraju signali M talasa i H refleksa (slika 4. 4). Da bi se olakšala komunikacija korisnika sa kodom programa, korišćen je grafički korisnički interfejs (GUI, *Graphical User Interface*) dizajniran u MATLAB-u. Razvijanje aplikacije je teklo ad hok, i zbog toga sadrži dosta vizuelnih i praktičnih nedostataka, tako da bi u nekoj novijoj verziji mogao biti znatno poboljšan. Izrađena aplikacija sadrži i deo obrade

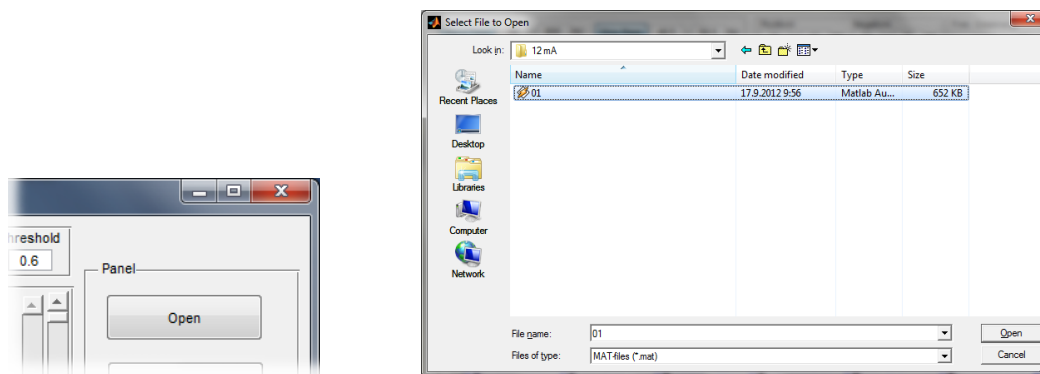




Slika 4. 4. Izgled programa sa učitanim signalom.

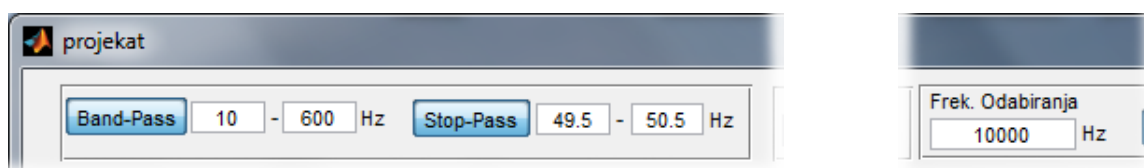
i prikaza signala koja nisu prikazani u rezultatima diplomskog rada. Taj deo nije u direktonoj vezi sa diplomskim radom i razvijan je za potrebe na radu [29].

Učitavanje signala u program vrši se pomoću tastera *Open*, i odabirom fajla u kome se nalaze stimljeni signali (slika 4. 5). Signali mogu biti i u txt ili mat fajlu. U sledećem koraku



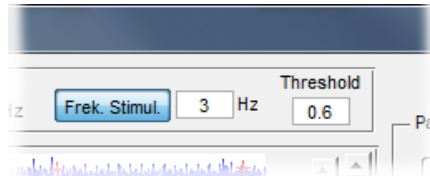
Slika 4. 5. Učitavanje fajla u program. Podržani su i txt i mat fajlovi.

potrebno je podesiti parametre filtra i broj odbiraka u sekundi (slika 4. 6). Za filtriranje program koristi nekauzalni Batervortov filter drugog reda. Signali sa kanala, zapisani u fajlu,



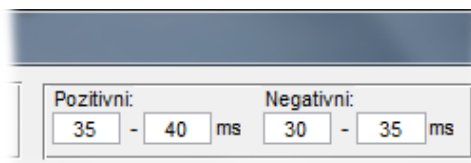
Slika 4. 6. Podešavanje parametara filtra (levo) i podešavanje broja obriraka u sekundi (desno).

iscrtavaju se na prozoru samog programa, jedan ispod drugog. Pri učitavanju fajla, ne postoji nikakvo ograničenje u broju kanala i svi će biti prikazani na prozoru programa. Sa donje i desne strane prozora za iscrtavanje nalaze se slajderi pomoću kojih je moguće uvećavati signale, pomerati u vremenu itd. Za dalju analizu signala, poželjno je podesiti koja je bila frekvencija stimulacije tokom snimanja EMG signal, kako bi se izbegle greške kod određivanja arterakta stimulacije (slika 4. 7). Arterakt stimulacije se detektuje na osnovu



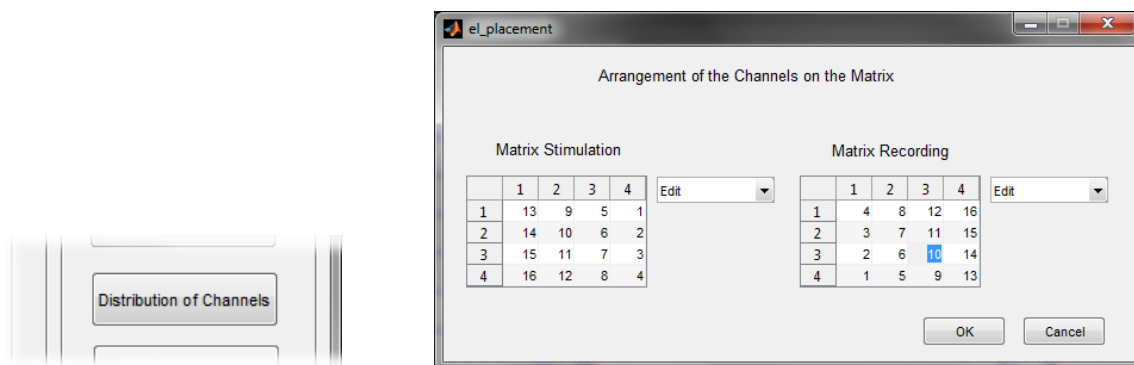
Slika 4. 7. Podešavanje frekvencije stimulacije i praga za detektovanje arterakta stimulacije (*Threshold*). *Threshold* se podešava od 0 do 1, gde je maksimalan pik stimulacije normalizovan na 1.

amplitudskog praga koji može da se podešava. Traženje maksimuma i minimuma M talasa ili H refleksa obavlja se poluautomatski. U program je potrebno uneti vremenski opseg traženja minimuma i maksimuma, koji se računa od početka stimulacije (slika 4. 8). Npr. vizuelnim

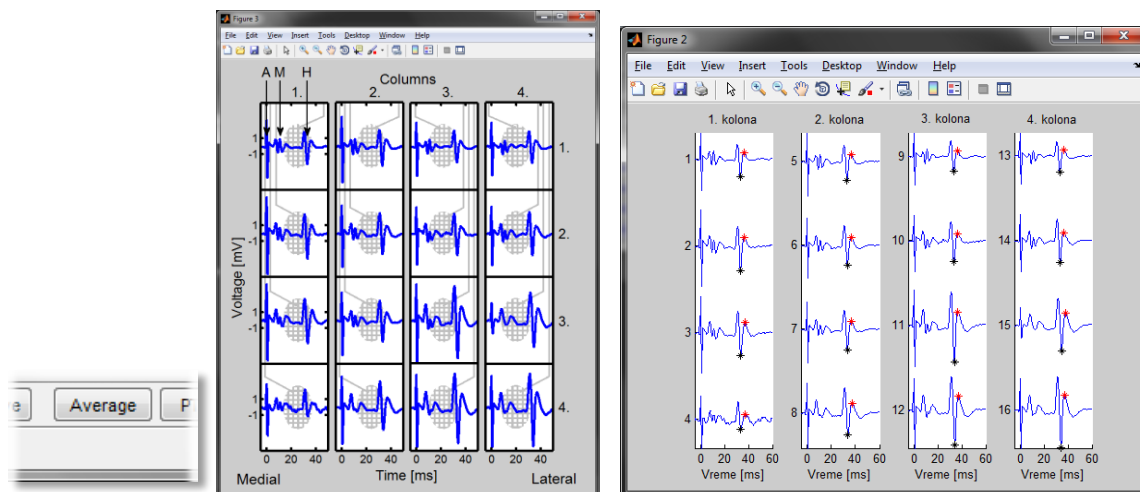


Slika 4. 8. Podešavanje opsega u kome se traži minimalna i maksimalna vrednost talasa.

pregledom u signal vidi se da maksimum H refleksa nalazi orijentaciono oko 37 ms. Pošto to vreme nije isto za svaki kanal (zbog različite latenci na kanalima), onda se unosi opseg traženaj od 35-40 ms, ali ne preveliki opseg kako se nebi našao neki drugi maksimum. Maksimumi i minimumi signala, tokom podešavanja opsega, iscrtavaju se crvenim i crnim tačkicama na signalu, respektivno. Vrlo je važno da se pre iscrtavanja drugih slika, podesi raspored kanala na elektrodi za simanje EMG signala, odnosno onaj raspored koji će se dalje poštovati pri crtanju usrednjenih signala i topografskih mapa (slika 4. 9). Takođe, ako je stimulacija obavljena sa martičnom elektrodom, potrebno je uneti i njihov raspored kanala na elektrodi za stimulaciju. Iscrtavanje usrednjenih signala i topografskih mapa je ograničeno samo na signale 4×4.

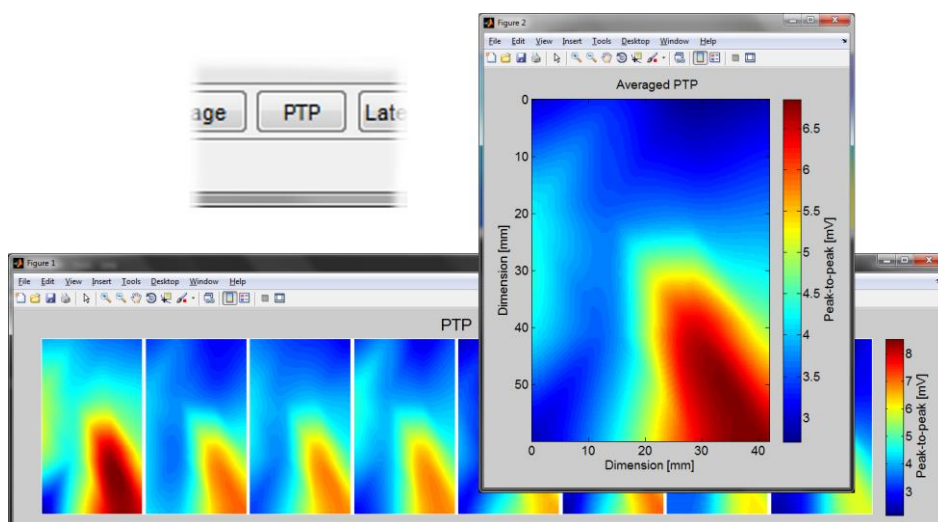


Slika 4. 9. Taster za otvaranje (levo) prozora na kome se podešava raspored kanala na elektrodi (desno). Moguće je postavljati raspored kanala za stimacionu elektrodu i elektrodu za snimanje. Pored ručnog unosa kanala, moguće je u *pop-up* meniju izabrati neke od ponuđenih rasporeda.

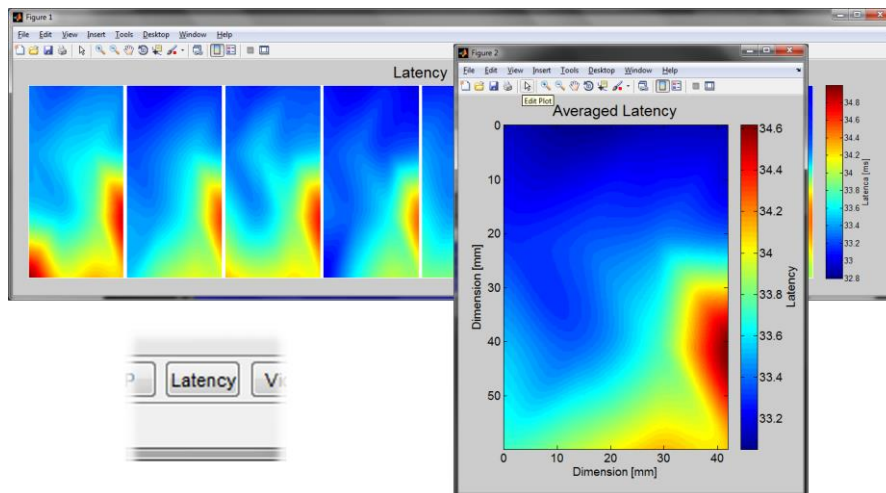


Slika 4. 10. Usrednjeni signal na kome se vidi M talas i H refleks. Kanali se isctavaju po rasporedu kanala na elektodi (prethodna slika).

Usrednjeni signal se isctava pritiskom na taster *Average* (slika 4. 10). Postoji dva načina isctavanja usrednjenog signala, koji se vizuelno razlikuju po okviru u kome se isctavaju. Topografske mape PTP amplitude i latence se isctavaju za svaki talas pojedinačno, a istovremeno se crta i usrednjena vrednost svih mapa (slika 4. 11 i 4. 12).



Slika 4. 11. Topografske mape PTP amplitude. Isctava se za svaki talas pojedinačno i srednja vrednost svih mapa.

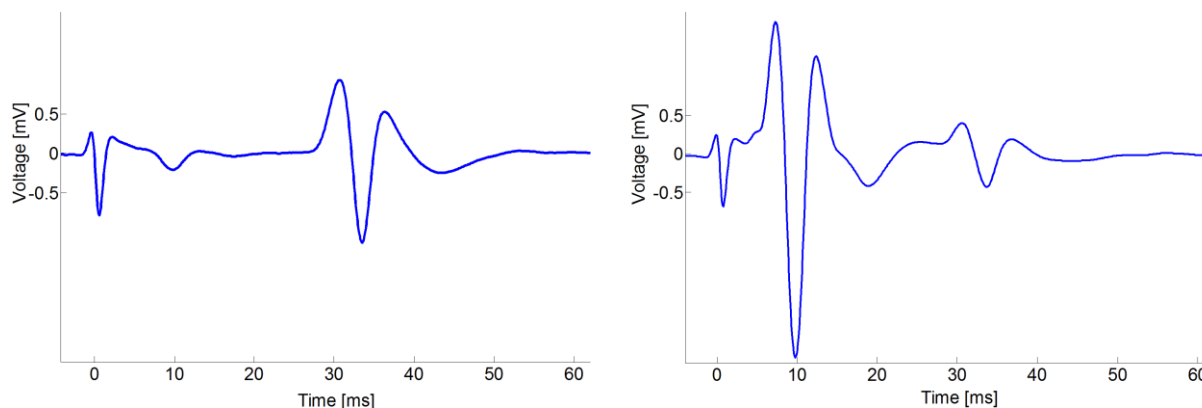


Slika 4. 12. Topografske mapa latenci talasa. Mape se iscrtava za svaki talas pojedinačno i na kraju srednja vrednost svih mapa.

## 5. Rezultati i diskusija

M talas i H refleks se izazivaju stimulisanjem zatkolene jame na 16 različitih mesta pomoću 16-kanalne matrične elektrode za stimulaciju. Svako polje stimuliše nerv sa 6 različitih amplituda, tako da se na kraju dobije 96 ( $6 \times 16$ ) različitih odziva na mišiću. Mnoga od tih mesta i amplituda stimulacije ne izazivaju H refleks, zato što je samo nekoliko polja stimulative matrične elektrode blizu tibijalnog nerva [29]. Za analizu signala izabrana su dva stimulative polja matrične elektrode (u daljem tekstu obeležavana kao polje 1 i polje 2), koja daju najbolje odzive za M talas i H refleks.

H refleksi koji su snimljeni na jednom kanalu matrične EMG elektrode, prikazani su na slici 5. 1. Oba H refleksa, koja su prikazana na slici, snimljeni su na drugom kanalu matrične



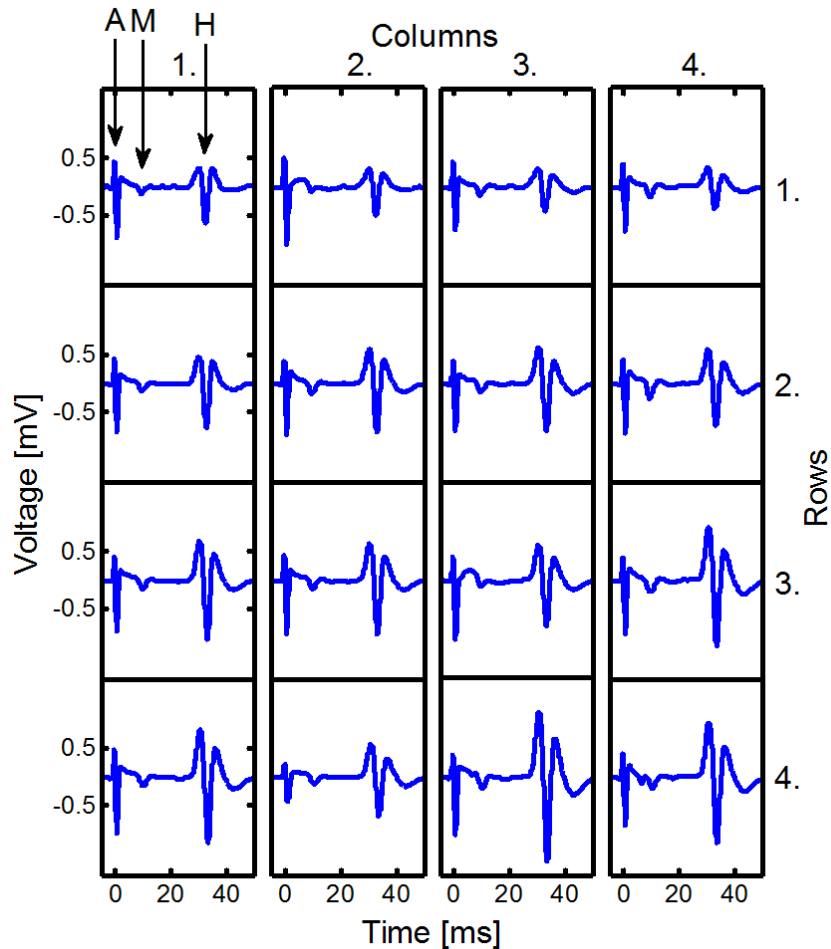
Slika 5. 1. Zavisnost M talasa i H refleksa od mesta stimulacije. Stimulaciono polje 1 (levi panel) daje veći H refleks od simulacionog polja 2 (desni panel), koje izaziva jako veliki M talas. Stimulaciono polje 2 je za 1,5 cm niže od polja 1.

elektrode (drugi red, prva kolona), ali izazvana sa dva različita stimulative mesta. Na levom panelu prikazan je H refleks dobijen na stimulative polju 1, a H refleks na desnom panelu izazvan je sa stimulative polja 2, koje se za 1,5 cm nalazi distalno u odnosu na stimulative polje 1. Na levom panelu dominira H refleks u odnosu na M talas, što implicira da je eksitacija aferentnih aksona veća od eksitacije eferentnih aksona. Na desnom panelu, H

refleks je manji nego na levom panelu, ali M talas ima znatno veću amplitudu, te to mesto za stimulaciju eksituje jako puno i eferentna vlakna, više nego 1. mesto za stimulaciju.

Na slici 5. 2 i 5. 3 prikazani su usrednjeni H refleksi sa svakog kanala tako što su poređani u matricu poštujući prostornu rasodelu kanala na matričnoj elektrodi. Na taj način dobija se zavisnost oblika signala (M talasa i H refleksa) u funkciji mesta snimanja na mišiću.

H refleks na slici 5. 2 je izazvan sa stimacionog polja 1, i ima znatno različitu amplitudu u zavisnosti od mesta snimanja. Najmanja amplituda H refleksa je zabeležena u gornjem

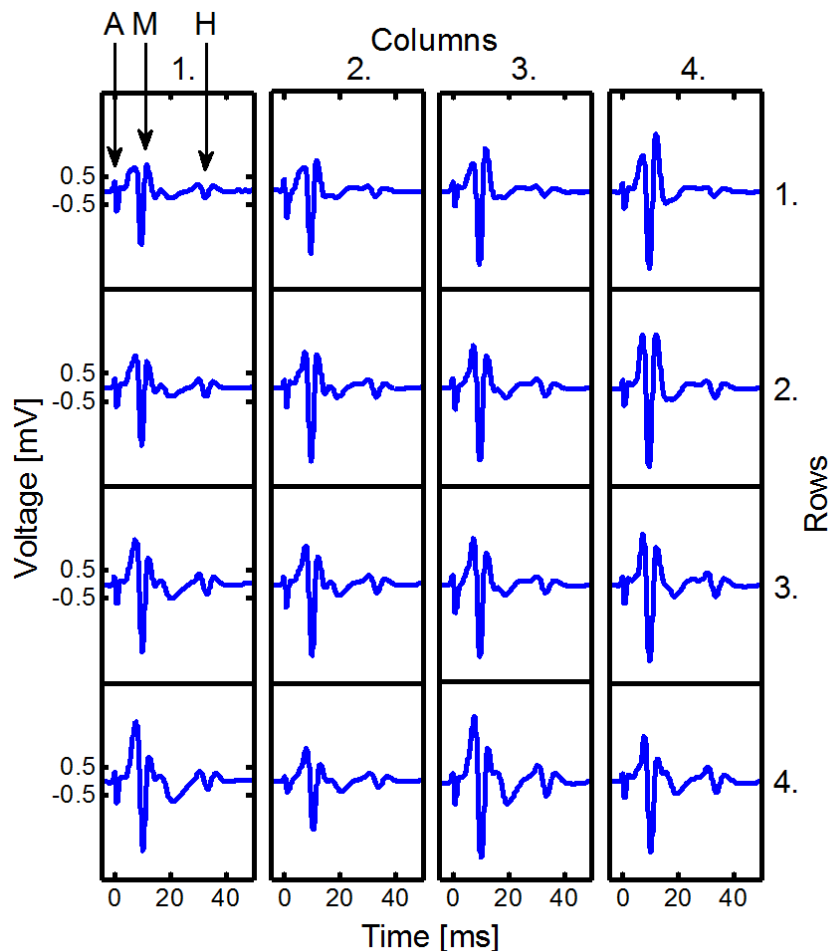


Slika 5. 2. Matrična reprezentacija M talasa i H refleksa snimljeni sa matričnom elektrodom 4×4 na soleusu. Rezultati su dobijeni pri stimulaciji polja 1, sa amplitudom stimulacije od 17 mA. Donji red matrice najverovatnije leži na mestu gde gastroknemijus ulazi u ahilovu tetivu i pokazuje se da je tu najveća amplituda H refleksa.

desnom uglu matrične elektode ( $PTP_{(1,4)} = 0,579$  mV), a najveća amplituda se nalazi u poslednjem redu ( $PTP_{(4,3)} = 2,142$  mV). U gornjem delu elektrode H refleks ima skoro 4 puta manju amplitudu nego u donjem delu, što je očekivano s obzirom da se između soleusa i elektrode nalazi gastroknemius, koji očigledno dosta atenuira amplitudu signala. Poslednji red elektroda se nalazi oko mesta gde gastroknemius ulazi u ahilovu tetivu. Moguće je da H refleks sa najvećom amplitudom ( $PTP_{(4,3)}$ ) snimljen elektrodom koja se nalazi na početku ahilove tetivi, između medijalnog i lateranog gastroknemiusa, dok elektrode sa leve i desne

strane zahvataju kraj medijalnog i lateralnog gastroknemijusua, respektivno, i zbog toga imaju malo manju amplitudu. M talas na slici 5. 1, iako ima malu amplitudu i jedva je prepoznatljiv, ipak se može videti na svim poljima matrične elektrode. Minimalna amplituda M talasa je zabeležena u prvom redu druge kolone ( $PTP_{(1,2)} = 0,067$  mV), a maksimalna vrednost u drugom redu četvrte kolone ( $PTP_{(2,4)} = 0,307$  mV).

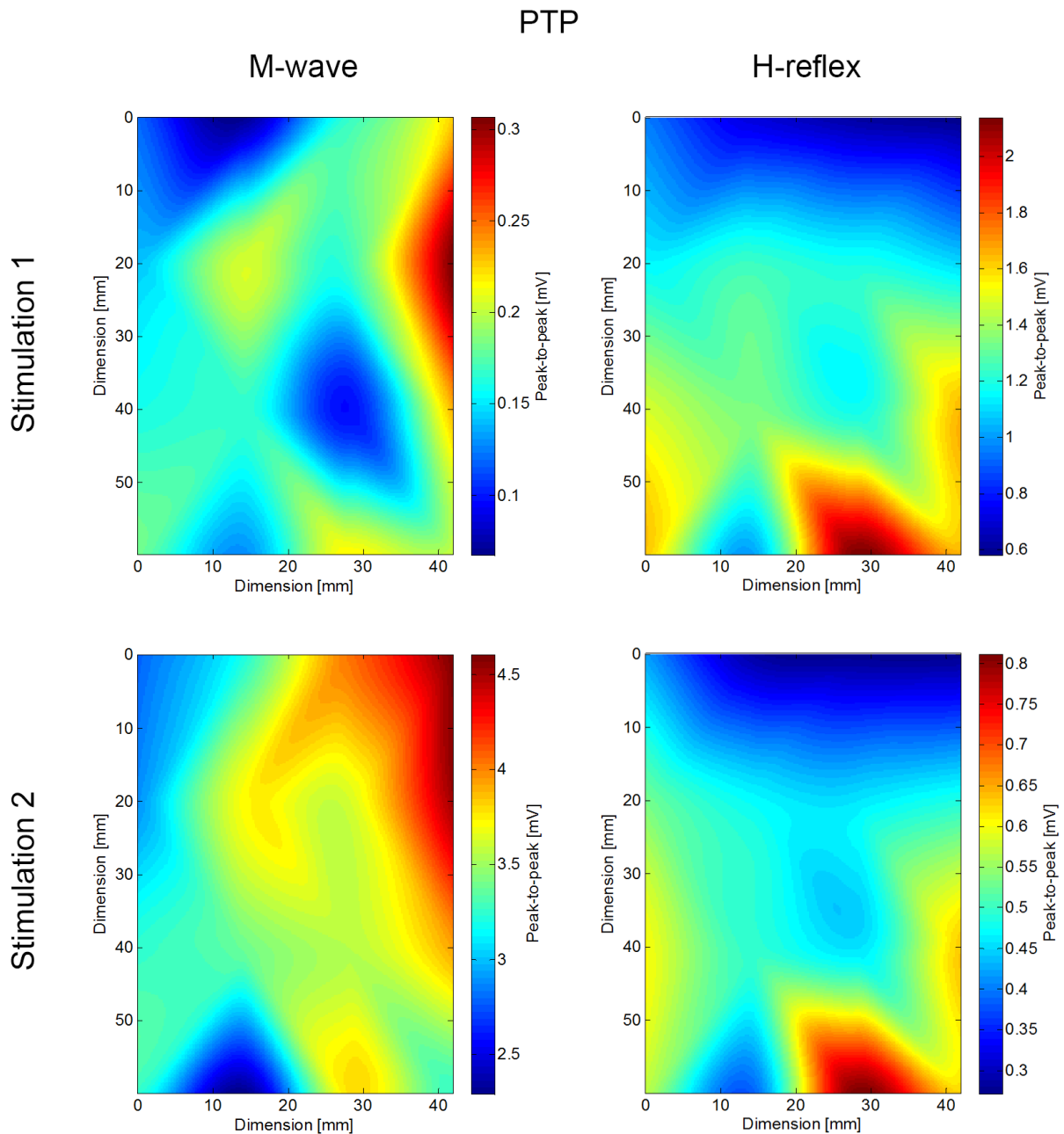
Slika 5. 3 pokazuje rezultat koji se dobija stimulisanjem polja 2. H refleks je zadržao ista polja minimalne ( $PTP_{(1,4)} = 0,255$  mV) i maksimalne ( $PTP_{(4,3)} = 0,812$  mV) amplitude na



Slika 5. 3. Matrična reprezentacija M talasa i H refleksa snimljeni sa matričnom elektrodom 4×4 na soleusu. Rezultati su dobijeni pri stimulaciji polja 2, sa amplitudom stimulacije od 17 mA. Ovo polje stimulacije izaziva jako veliki M talas na svim poljima elektrode za snimanje.

matričnoj elektrodi, s tim što su za 55,96% i 65,61% smanjene amplitude, respektivno, nego za H refleks koji se dobija stimulisanjem prvog polja (slika 5. 2). Treba obratiti pažnju da amplitudske skale na slici 5. 2 i 5. 3 nisu iste, zato što je amplituda M talasa na slici 5. 3 jako velika, i zbog toga može delovati da je H refleks na slici 5. 3 manji nego što jeste. Za relativno mali pomeraj stimulative elektrode, dobija se velika razlika u ekscitaciji eferentnih vlakana, i na slici 5. 3 se dobija da je minimalan M talas  $PTP_{(4,2)} = 2,278$  mV, a maksimalan  $PTP_{(1,4)} = 4,604$  mV. U odnosu na ove amplitude M talasa, na slici 5. 2 minimalna amplituda M talasa je manja za 97,06%, a maksimalna amplituda je manja za 93,33%. Za razliku od H refleksa, gde

se minimalna vrednos dobija na istom polju kod obe slike (5. 2 i 5. 3), što isto važi i za maksimalan H refeks, kod M talasa se ta polja razlikuju i za minimalnu i za maksimalnu amplitudu PTP-a. Da bi se ova ostupanja mogla bolje uočiti, na slici 5. 4 su prikazane topografske mape amplituda PTP-a M talasa i H refleksa, dobijene kubičnom interpolacijom.



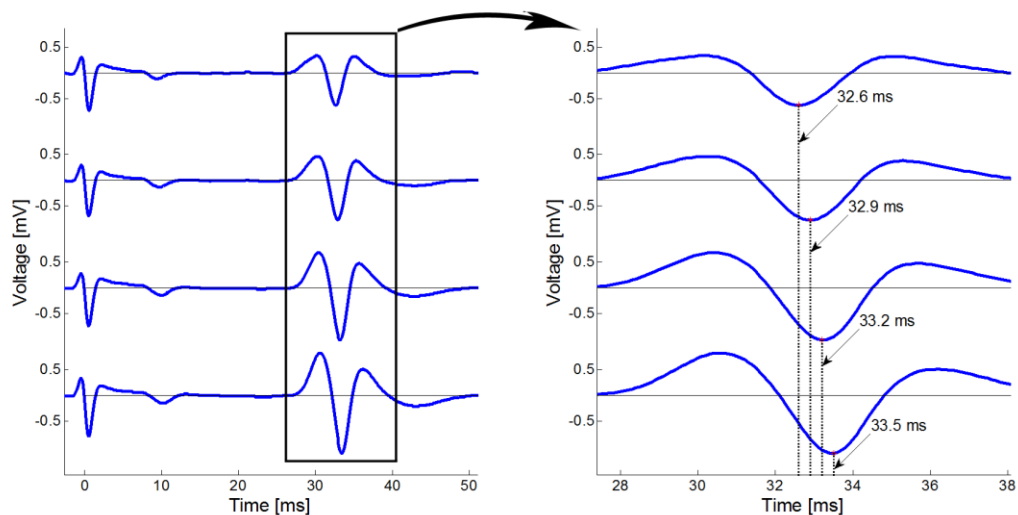
Slika 5. 4. Topografski prikaz amplitude PTP-a M talasa (levo) i H refleksa (desno). Gore su date mape za stimulaciju 1, a dole za stimulaciju 2 koja se na nozi nalazi 1,5 cm distalno. Svaka mapa ima svoju skalu amplitude, od svoje minimalne vrednosti (tamno plava), do svoje maksimalne vrednosti (tamno crvena). Razlika između raspodele amplitude PTP-a M talasa i H refleksa, nagoveštava da potiču od različitih mišića. H refleks je dosta ciljaniji na soleus, s obzirom da se za obe stimulacije dobijaju gotovo identične mape po obliku.

Topografske mape amplituda za H refleks imaju približno isti oblik za oba stimulaiona polja, odnosno razlika je samo u amplitudi koja je približno linearno smanjena na mapi za



stimulaciju 2. Ovo bi moglo značiti da se kod obe stimulacije aktiviraju približno iste motorne jedinice koje provode H refleks. Mapa PTP-a za M talas se znatno razlikuje od mape H refleksa. Ako je snimljeni H refleks potekao sa soleusa, tada bi topografska mapa za M talas trebala da ima skoro isti oblik kao mapa H refleksa, pod uslovom da M talas potiče sa soleusa. Poređenjem mape za M talas i H refleks, očigledno je da M talas potiče i sa drugih mišića osim soleusa. Pošto se javlja velika amplituda M talasa u gornjem desnom uglu, može se zaključiti da veliki doprinos M talasu daje i lateralna glava gastroknemiusa. Razlika između mapa M talasa se dobija i pri stimulaciji različitih polja. Uticaj pomeranja stimulative elektorde (o ovom slučaju za 1,5 cm duž noge), više utiče na amplitudu M talasa, nego na amplitudu H refleksa.

Kada AP propagira duž mišićnog vlakna, u različitim vremenskim trenucima se javlja minimum AP-a na svim poljima matrične elektrode. Latenca H refleksa je ilustrovana na slici 5. 5, gde je izdvojena prva kolona sa matrične elektrode. Pošto je kašnjenje AP između kanala

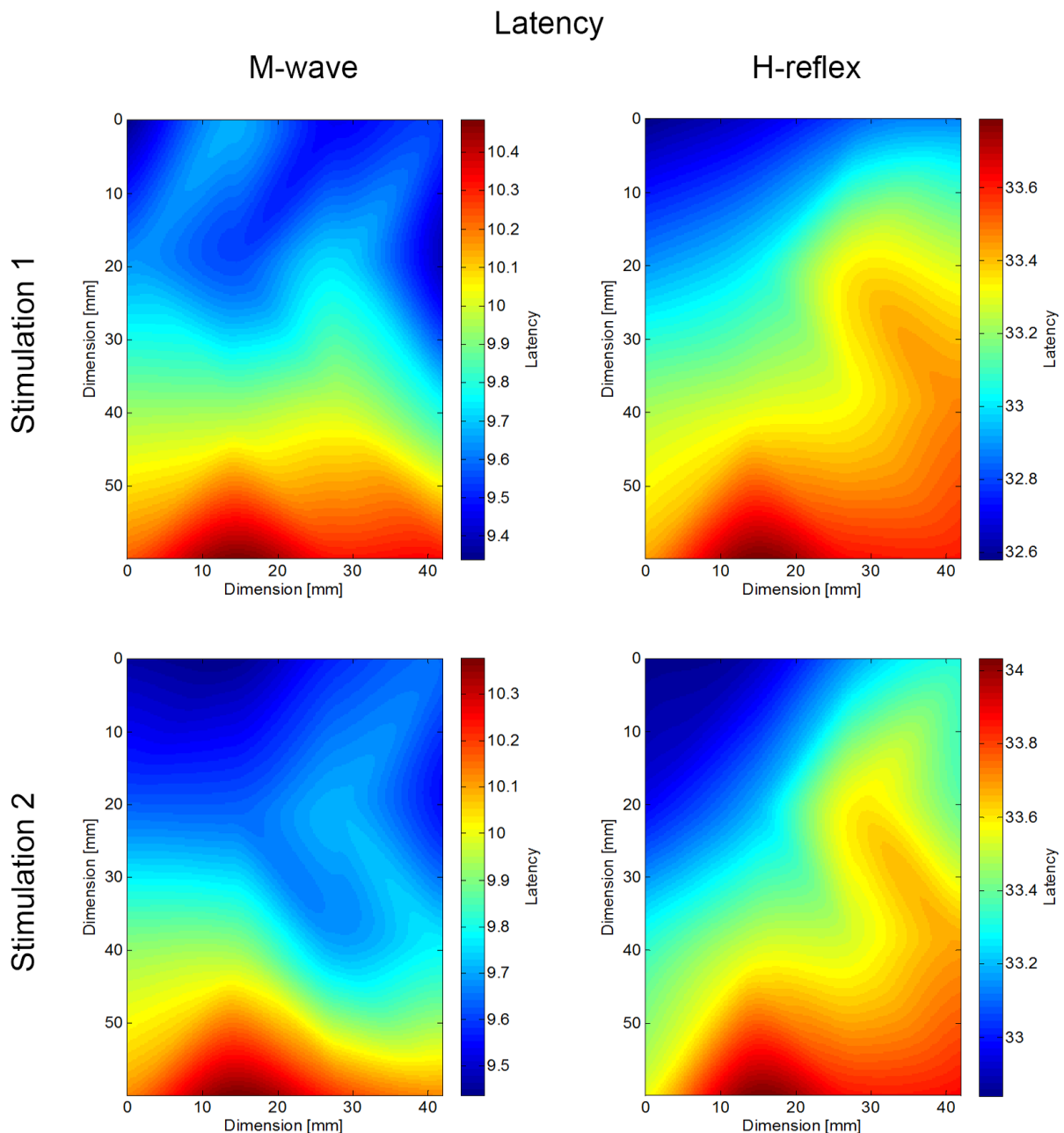


Slika 5. 5. Kašnjenje H refleksa duž mišića. Na slici je prikazan signal sa prva kolone matrične elektrode, dobijen stimulisanjem prvog polja. Dobijeno je linearno kašnjenje između elektroda, koje predstavlja projekciju kašnjenja H refleksa na pravac duž noge.

relativno malo, na slici je prikazan i H refleks uvećan po vremenskoj osi, na kome je moguće vizuelno detektovati kašnjenje između kanala. Između minimuma H refleksa je zabeleženo linearno kašnjenje, idući od proksimalnog ka distalnom delu mišića, koje iznosi 0,3 ms između dva susedna polja.

Pravac propagacije AP i dalje nije određen, jer ono što je se dobilo na slici 5. 5, predstavlja samo projekciju AP na pravac u kom je postavljena kolona elektrode. Isto tako pogrešno bi bilo ako bi se na osnovu ovih kašnjenja i rastojanja između elektroda merila brzina provođjena AP. Da bi se dobila puna informacija o propagaciji AP-a, potrebno je da imamo i normalnu komponentu kašnjenja. To se dobija kada se za svako polje matrične elektrode izračuna latenca AP. Vizuelno možda najbolji način da se vidi pravac propagacije AP-a, jeste da se latenca minimuma AP-a prikaže preko topografske mape.

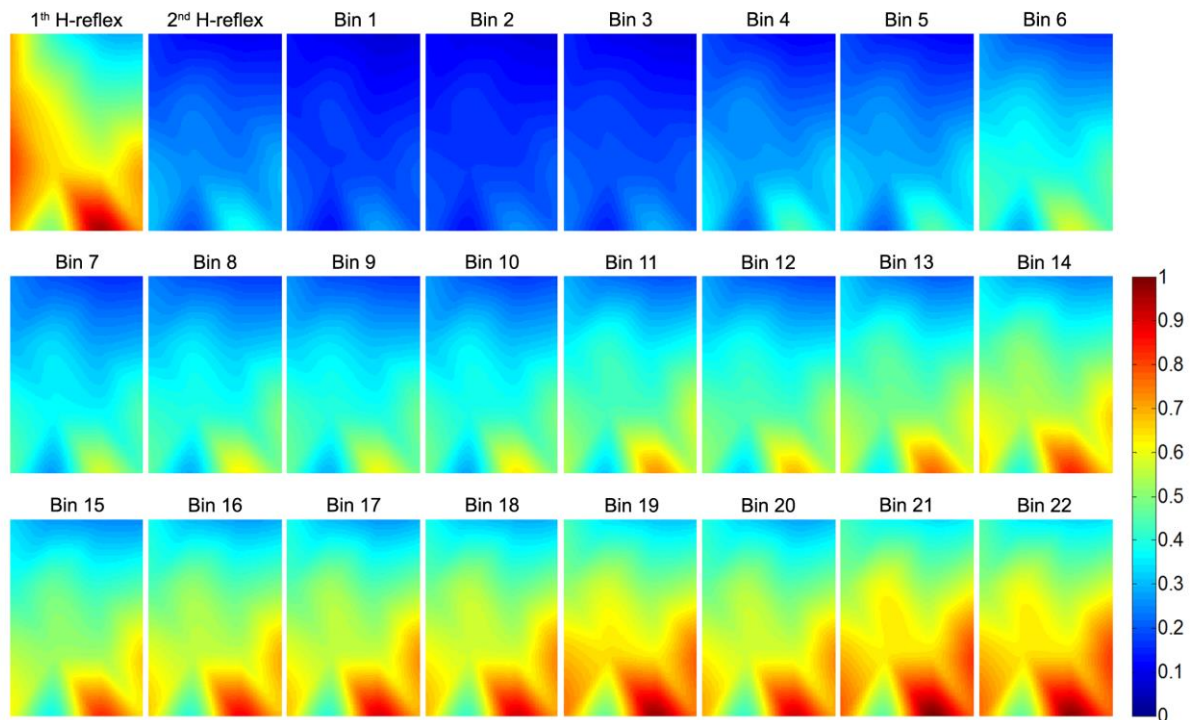
Topografske mape latenci M talasa i H refleksa su date na slici 5. 6, istih onih M talasa i H refleksa čije su amplitude date na slici 5. 5 (raspored prikaza mapa M talasa i H refleksa na slici 5. 6 je isti kao na slici 5. 5). Za stimulaciju 1, latenca M talasa iznosi od 9,34 ms od 10,49 ms, a za H refleks od 32,58 ms do 33,78 ms. Stimulacijom 2 su dobijene latenca za M talas od 9,44 ms do 10,38 ms, a za H refleks od 32,84 ms do 34,03 ms. Za obe stimulacije, H refleks ima sličnu mapu latenci, koja pokazuje da paravac propagacije nije striktno duž kolone. Grubo se može proceniti da talas izvire u gornjem levom uglu mape, gde se nalazi minimalna



Slika 5. 6. Topografski prikaz latence M talasa (levo) i H refleksa (desno). Gore su date mape za stimulaciju 1, a dole za stimulaciju 2 koja se nalazi 1,5 cm niže. Svaka mapa ima svoju skalu latence, od svoje minimalne vrednosti (tamno plava), do svoje maksimalne vrednosti (tamno crvena). Mapa H refleksa daje prvac prostiranja mišićnih vlakana soleusa, u gornjem levom-donjem desnom pravcu. Razlika u obliku mape između M talasa i H refleksa ide u prilog tome da M talas potiče i sa drugim mišića osim soleusa.

latenca, a završava se u donjem desnom uglu. Dakle, gorni levi-donji desni pravac može da predstavlja smer mišićnih vlakana kroz koje se kreće talas. U tom pravcu se vide da postoje i nelinearnosti u kašnjenju, čiji uzrok može biti više faktora [30]: nehomogenost provodnog tkiva između elektorde i mišića, rastojanje između mišićnog vlakana i elektorde, oblik i veličina elektode za snimanje, interelektrodno rastojanje, provodni gel koji se pod pritiskom elektorde raširi i poprimi nepravilan oblik. Ako je na osnovu mape amplitude zaključeno da M talas potiče od više mišića, tada se može očekivati da mapa latence M talasa takođe ima različiti oblik od latence H refleksa. Zaista, mapa latence M talasa ima drugačiji oblik, koja je najverovatnije pod uticajem lateralnog gastoknemiusa, koji remeti latencu na desnoj polovini mape. Razlika između oblika mape latenci M talasa, za dve različite stimulacije, je u većoj meri, nego za H refleksa, što može indincirati da se za različite stimulacije, u različitoj meri aktivira više mišića. Do istog zaključka se došlo posmatranjem mape amplitude M talasa.

Za stimulatoryno polje 1 na slici 5. 6, razlika između minimalne latence H refleksa i minimalne latence M talasa iznosi 23,24 ms. Koristeći jednačinu 3, za prosečnu brzinu propagacije H refleksa kroz nerve se dobija da je  $CV_H = \sim 62$  m/s, što odgovara vrednostima za tibijalni nerv [33]. Razlika između maksimalne i minimalne vrednosti latence H refleksa sa slike 5. 6, za obe stimulacije iznosi skor isto (1,2 ms). Ako se posmatra mapa sa slike, i uzme se da je put propagacije H refleksa od minimalne do maksimalne latence oko 60 mm, dobija se da je brzina propagacije H refleksa kroz mišić oko 50 ms. Ovo je oko 15 puta veća brzina propagacije talasa, nego što je brzina u mišićnim vlaknima, koja u proseku iznosi oko 4 m/s [34]. Kada se meri brzina propagacije u mišićnom vlaknu, elektrodu je potrebno postaviti na mesto gde nema nervnih vlakana i zbog toga se elektrode postavljaju što bliže tetivi [34]. U našem slučaju elektroda se nalazi na mestu gde se nalazi inervaciona zone soleusa, a i



Slika 5. 7. Postaktivaciona depresija pokazana preko topografske mape PTP. Bin predstavlja srednju vrednost 3 H refleksa (Bin = 1 s). Ista slika je krišćena u radu [29].

gastroknemiusa (slika 2. 3). U takvom jednom području nalazi se veliki broj motornih završnih ploča, koje su svugde raštrkane na tom mestu. Na krajevima završnih ploča, motorni akson spaja se sa mišićnim vlaknom, i od tog mesta AP putuje u oba smera mišićnog vlakna. Kada se sve ovo uzme u obzir, može se zaključiti: prvo, da rezultatna vrednost signala, koja se detektuje iznad ovakve jedne površine mišića, ima smanjenu amplitudu usled međusobnog poništavanja potencijala između mišićnih vlakana; a drugo, da rezultatna brzina propagacije talasa bi trebala da iznosi skoro kao kroz nervno vlakno. Zbog toga je moguće da se dobila ovako velika brzina propagacije H refleksa na mišiću.

Postaktivaciona depresija H refleksa je na slici 5. 7 prikazana pomoću topografskih mapa amplituda PTP-a. Prvi H refleks ima maksimalnu amplitudu 3,148 mV, dok drugi ima za 2,5 puta manju amplitudu, koja iznosi 1,277 mV. Naredni prikaz H refleksa je takav da svaki bin predstavlja 3 nova usrednjena H refleksa. Od bin 1 do bin 2 ima 22 s i u okviru tog vremena H refleks je potpuno oporavio svoju amplitudu. Bin 21 ima najveću maksimalnu amplitudu, čak veću nego prvi H refleks i iznosi 3,314 mV. Clair u svom radu [13] je predstavio postaktivacionu depresiju H refleksa na opuštenom soleusu za stimulaciju od 5 Hz, i rezultati dobijeni u ovom radu se približno poklapaju sa njegovim, iako je ovde stimulacije 3 Hz. Clair je prikazao samo prvih 10 s, i ono što se ne može videti u njegovom radu to je potpuni oporavak amplitude H refleksa, koja je se desila na oko 20 s od početka stimulacije.

## **6. Zaključak**

Uvođenjem monopolarne matrične EMG elektrode pokazalo se da H refleks sa soleusa može da se snimi na svim poljima matrične elektrode, iako je elektroda postavljena na mestu gde je inervaciona zona soleusa, pa i gastroknemiusa. U ovom slučaju, sudeći po latencama talasa koje su dobijene između susednih kanala, diferencijalnom matričnom elektrodom bi bilo vrlo teško zabeležiti ne samo H refleks, nego i bilo kakav EMG signal, i to je razlog zbog čega se uvek izbegava diferencijalno snimanje EMG signala na mestu inervacione zone. Ako se kao u ovom radu, postavi EMG matrica tako da zahvata i gastroknemius i soleus, i prikažu topografske mape PTP amplitude, onda se dobija bolji uvid o tome sa kog mišića je potekao signal. Ovo naročito može da olakša traženje najboljeg mesta za stimulaciju nerva dok se istovremeno prati PTP mapa H refleksa. Čak bi verovatno bilo korisno da se istovremeno prati i PTP mapa M talasa, dobijajući tako dodatnu informaciju o odzivu na mišiću.

Da se snima mapa latenci na delu mišića na kome nema inervacione zone, dobila bi se jako velika kašnjenja između kanala, i sa mape bi se jako dobro mogao utvrditi smer mišićnih vlakana. U ovom radu je izvedena mapa latenci na delu mišića gde se nalazi inervaciona zona. Posledica toga je da su latence između susednih kanala jako male i da se brzina talasa gotovo izjednačava sa brzinom kroz nervno vlakno. Pored dobijene velike brzine propagacije talasa, koja je preko 10 puta veća nego u mišićnom vlaknu, opet se dobila mapa sa koje može da se pretpostavi orijentacija mišićnih vlakana. Ovo znači da ako bi se snimio ceo mišić monopolarnom matričnom elektrodom, mogao odrediti pravac vlakana za ceo mišić. Mapa latenci se pokazala korisnom i kod analize H refleksa, kao dodatni parametar utvrđivanja sa kog mišića potiče refleks. U ovom slučaju se čak pokazalo da je akcioni potencijal H refleksa dosta ciljaniji na soleus, nego što je M talas, koji je na topografskoj mapi imao poreklo i sa gastroknemiusa.

Možda bi iz tog razloga, kada bi se snimala latenca na soleusa, bolje bilo pratiti latencu H refleksa.

Analiza H refleksa bi moga da se proširi na neku od tehnika dekompozicije EMG signala, tako da se pokuša dobiti odzivi refleksa od pojedinačnih motornih jedinica. Očigledno je da se za potrebe određivanja latence, snimanje signala mora obaviti sa jako velikim brojem odbiraka u sekundi (10.000). Tehnika određivanja latence preko fazne razlike signala ne iziskuje tako veliki broj odbiraka u sekundi [30]. Takođe, i sve druge tehnike određivanja latence trebalo bi razmotriti i probati kako bi se odredila koja metoda najviše odgovara datom problemu. Povećavanjem broja kanala na elektrodi bi se postigla bolja prostorna rezolucija, a isto tako mogla bi se povećati i dimenzija elektrode, tako da obuhvati veću površinu mišića i dobije bolja predstava o celom mišiću.

Primene od monopolarnog matričnog EMG snimanja H refleksa je ta što bi moglo da se vrlo lako nađe adekvatno mesto za merenje H refleksa. Bilo bi potrebno naći kriterijum koji određuje „kvalitet“ H refleksa i to bi moglo da se obaviti automatski pomoću nekog algoritma. Veliki problem kod snimanja H refleksa sa jednim kanalom javlja se kod ispitivanja modulacije H refleksa usled nekih fizičkih pokreta, koji pomeraju relativan položaj mišića u odnosu na elektrodu. Matričnim snimanjem H refleksa moglo bi da se prati pomeranje mišića i dobije adekvatnija analiza modulacije H refleksa.

## Literatura

- [1] V. Kojić, N. Miljković, N. Malešević, D. B. Popović, „H-reflex recorded by multi-pad EMG electrodes,“ Belgrade, Serbia, NEUREL 2012.
- [2] R. Herman, „Function of the gastrocnemius and soleus muscles. A preliminary study in the normal human subject,“ *Physical Therapy*, vol. 47, 1967, pp. 105–113.
- [3] J. Kimura, „Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice,“ Philadelphia: FA Davis, 2nd ed., 1989.
- [4] J. G. Travell, D. G. Simons, „Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual VOLUME 2. The Lower Extremities,“ Lippincott Williams & Wilkins, 2nd ed., 1999.
- [5] V. R. Edgerton, J. L. Smith, D. R. Simpson, „Muscle fibre type populations of human leg muscles,“ *Journal of Histochemistry*, vol. 7, 1975, pp. 259–266.
- [6] J. G. Travell, D. G. Simons, „Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual VOLUME 1. Upper Half of Body,“ Lippincott Williams & Wilkins, 2nd ed., 1999.
- [7] A. Rainoldi, G. Melchiorri, I. Caruso, „A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles,“ *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 134, 2004, pp. 37–43.
- [8] K. Saitou, T. Masuda, D. Michikami, R. Kojima, M. Okada, „Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG,“ *Journal of Human Ergol (Tokyo)*, vol. 29, 2000, pp. 35–52.
- [9] B. Parratte, L. Tatu, F. Vuillier, M. Diop, G. Monnier, „Intramuscular distribution of nerves in the human triceps surae muscle: Anatomical bases for treatment of spastic drop foot with botulinum toxin,“ *Surgery Radiology Anatomy*, vol. 24, 2002, pp. 91–96.
- [10] M. Knikou, „The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls,“ *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 171, 2008, pp. 1–12.
- [11] K. J. Tucker, K. S. Turker, „Muscle spindle feedback differs between the soleus and gastrocnemius in humans,“ *Somatosensory & Motor Research*, vol. 21, 2004, pp. 189–197.
- [12] E. Henneman, G. Somjen, D. O. Carpenter, „Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes,“ *J Neurophysiol*, vol. 28, 1965, pp. 599–620.
- [13] J. M. Clair, J. M. Anderson-Reid, C. M. Graham, D. F. Collins, „Postactivation depression and recovery of reflex transmission during repetitive electrical stimulation of the human tibial nerve,“ *J Neurophysiol*, vol. 106, 2011, pp. 184–192.
- [14] A. Jusić, R. Baraba, A. Bogunović, „H-reflex and F-wave potentials in leg and arm muscles,“ *Electromyogr Clin Neurophysiol*, vol. 35, 1995, pp. 471–8.
- [15] M. Lévénez, S. J. Garland, M. Klass, J. Duchateau, „Cortical and Spinal Modulation of Antagonist Coactivation During a Submaximal Fatiguing Contraction in Humans,“ *J Neurophysiol*, vol. 99, 2008, pp. 554–563.
- [16] T. A. Miller, I. Mogyoros, D. Burke, „Homonymous and heteronymous monosynaptic reflexes in biceps brachii,“ *Muscle & Nerve*, vol. 18, 1995, pp. 585–592.
- [17] M. Knikou, W. Z. Rymer, „Static and dynamic changes in body orientation modulate spinal reflex excitability in humans,“ *Exp Brain Res*, vol. 152, 2003, pp. 466–475.
- [18] S. Imura, M. Kishikawa, T. Wada, A. Iwai, M. Fuziwara, „Changes in the H-Reflex Amplitude Caused by Fluctuation of Stimulus Frequency,“ *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 9, 1997, pp. 111–119.

- [19] M. A. Fisher, „H reflexes and F waves: Physiology and clinical indications,“ *Muscle & Nerve*, vol. 15, 1992, pp. 1223–1233.
- [20] S. Aoki, „Studies on the strength-duration curves of M wave and H wave with special reference to the mechanism of the crossing of the curves,“ *Jpn J Physiol*, vol. 11, 1961, pp. 183–93.
- [21] O. Lagerquist, D. F. Collins, „Stimulus pulse-width influences H-reflex recruitment but not Hmax/Mmax ratio,“ *Muscle & Nerve*, vol. 37, 2008, pp. 483–489.
- [22] C. Capaday, „Neurophysiological methods for studies of the motor system in freely moving human subjects,“ *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 74, 1997, pp. 201–218.
- [23] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, G. Rau, „Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures,“ *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, 2000, pp. 361–374.
- [24] K. J. Tucker, K. S. Türker, „A new method to estimate signal cancellation in the human maximal M-wave,“ *Journal of Neuroscience Method*, vol. 149, 2005, pp. 31–41.
- [25] M. Hugon, „Methodology of the Hofman Reflex in man. In J. E. Desmedt (Ed.),“ *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*, Vol. 3, 1973, pp. 277–293.
- [26] L. Gerilovsky, P. Tsvetinov, G. Trenkova, „Peripheral eVects on the amplitude of monopolar and bipolar H-reXex potentials from the soleus muscle,“ *Experimental Brain Research*, vol. 76, 1989, pp. 173–181.
- [27] R. Merletti, A. Holobar, D. Farina, „Analysis of motor units with high-density surface electromyography,“ *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, 2008, pp. 879–890.
- [28] A. Merlo, I. Campanini, „Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians,“ *The Open Rehabilitation Journal*, vol. 3, 2010, pp. 98–109.
- [29] N. Miljković, N. Malešević, V. Kojić, T. Keller, D. B. Popović, „Multi-pad electrodes for H wave detection and generation on the Soleus muscle,“ *Journal of Neuroscience Method*, (in press).
- [30] D. Farina R. Merletti, „Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals,“ *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, 2004, pp. 432–445.
- [31] B. Cioni, M. Meglio. „Epidural recordings of electrical events produced in the spinal cord by segmental, ascending and descending volleys,“ *Appl Neurophysiol.*, vol. 49, 1986, pp. 315–26.
- [32] D. Dumitru, A. A. Amato, M. Zwarts, „Special nerve conduction techniques,“ In D. Dumitru, A. A. Amato, & M. Zwarts (Eds.), *Electrodiagnostic medicine*, 2nd ed, Hanley & Belfus, 2001.
- [33] J. M. Shefner, E. L. Logician, „Conduction velocity in motor, cutaneous afferent, and muscle afferent fibers within the same mixed nerve,“
- [34] S. Andreassen, L. Arendt-Nielsen, „Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter,“ *J. Physiol.*, vol. 391, 1987, pp. 561–571.